

# PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 2003-066149

(43)Date of publication of application : 05.03.2003

(51)Int.Cl. G01T 1/20  
A61B 6/03  
G01T 1/24  
H01L 27/14  
H01L 31/09

(21)Application number : 2001-245571 (71)Applicant : TOSHIBA CORP  
(22)Date of filing : 13.08.2001 (72)Inventor : OKUMURA YOSHIKAZU  
ONO MACHIKO  
RIFU TOSHIHIRO  
SASAKI TOMIYA  
NAKAYAMA MICHITO

(30)Priority

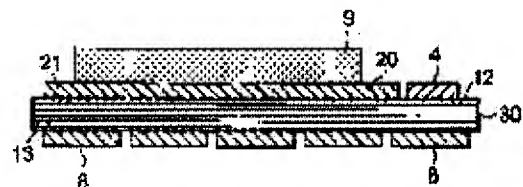
Priority number : 2000245873	Priority date : 14.08.2000	Priority country : JP
2000375144	08.12.2000	JP
2001177308	12.06.2001	JP

(54) RADIATION DETECTOR, RADIATION DETECTING SYSTEM, X-RAY CT SYSTEM

(57)Abstract:

PROBLEM TO BE SOLVED: To provide a radiation detector, a radiation detecting system and an X-ray CT system in which the number of arrays can be increased.

SOLUTION: The radiation detector has a scintillator 9 for converting incident X-rays from the surface side into light, a photodiode chip 2 having a photodiode 3 for converting the light thus converted into an electrical signal, a switching chip 4 having a transistor 5 for reading out a signal from the photodiode 3, and a data collecting chip 8 for amplifying and digitizing a signal thus read out, and the photodiode chip 2, the switching chip 4 and the data collecting chip 8 are mounted



commonly on a rigid multilayer wiring board 30.

---

## LEGAL STATUS

[Date of request for examination] 28.05.2004

[Date of sending the examiner's decision of rejection]

[Kind of final disposal of application other than the examiner's decision of rejection or application converted registration]

[Date of final disposal for application]

[Patent number]

[Date of registration]

[Number of appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of requesting appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of extinction of right]

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開2003-66149

(P2003-66149A)

(43) 公開日 平成15年3月5日(2003.3.5)

(51) IntCl <sup>7</sup>	識別記号	F I	テマコード(参考)
G 0 1 T 1/20		G 0 1 T 1/20	E 2 G 0 8 8 G 4 C 0 9 3
A 6 1 B 6/03	3 2 0	A 6 1 B 6/03	3 2 0 S 4 M 1 1 8
G 0 1 T 1/24		G 0 1 T 1/24	5 F 0 8 8
H 0 1 L 27/14		H 0 1 L 31/00	A
審査請求 未請求 請求項の数35 O L (全 26 頁) 最終頁に続く			

(21) 出願番号 特願2001-245571(P2001-245571)

(22) 出願日 平成13年8月13日(2001.8.13)

(31) 優先権主張番号 特願2000-245873(P2000-245873)

(32) 優先日 平成12年8月14日(2000.8.14)

(33) 優先権主張国 日本(J P)

(31) 優先権主張番号 特願2000-375144(P2000-375144)

(32) 優先日 平成12年12月8日(2000.12.8)

(33) 優先権主張国 日本(J P)

(31) 優先権主張番号 特願2001-177308(P2001-177308)

(32) 優先日 平成13年6月12日(2001.6.12)

(33) 優先権主張国 日本(J P)

(71) 出願人 000003078

株式会社東芝

東京都港区芝浦一丁目1番1号

(72) 発明者 奥村 美和

栃木県大田原市下石上宇東山1385番の1

株式会社東芝那須工場内

(72) 発明者 小野 真知子

栃木県大田原市下石上宇東山1385番の1

株式会社東芝那須工場内

(74) 代理人 100058479

弁理士 鈴江 武彦 (外6名)

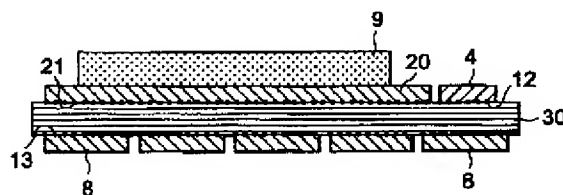
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 放射線検出器、放射線検出システム、X線CT装置

(57) 【要約】

【課題】本発明の目的は、列数を増やすことのできる放射線検出器、放射線検出システム及びX線CT装置を提供することにある。

【解決手段】本発明の放射線検出器は、表面側から入射するX線を光に変換するシンチレータ9と、変換された光を電気信号に変換するフォトダイオード3を備えたフォトダイオードチップ2と、フォトダイオード3から信号を読み出すトランジスタ5を備えたスイッチングチップ4と、読み出された信号を増幅し、デジタル化するデータ収集チップ8とを有し、フォトダイオードチップ2と、スイッチングチップ4と、データ収集チップ8とは、リジッド多層配線板30に共通に実装される。



## 【特許請求の範囲】

【請求項 1】 入射される X 線を光に変換するシンチレータと、

前記変換された光を電気信号に変換する複数の第 1 フォトダイオードと、

前記変換された光を電気信号に変換する複数の第 2 フォトダイオードと、

前記第 1、第 2 のフォトダイオードに接続された複数のスイッチング素子とを具備し、

前記第 1 フォトダイオードは、スライス方向に関して、10  $n$  個連続的に配列され、

前記第 2 フォトダイオードは、スライス方向に関して、前記第 1 フォトダイオードの配列の両側にそれぞれ、 $m$  個 ( $m < n$ ) ずつ連続的に配列され、

前記第 2 フォトダイオードは、前記第 1 フォトダイオードよりも、スライス方向に関する有感域幅が広いことを特徴とする放射線検出器。

【請求項 2】 前記スライス方向に関する前記第 2 フォトダイオードの個数 ( $2 \cdot m$ ) は、前記スライス方向に関する前記第 1 フォトダイオードの個数 ( $n$ ) よりも、20 多いことを特徴とする請求項 1 記載の放射線検出器。

【請求項 3】 前記第 2 フォトダイオードのスライス方向に関する有感域幅は、前記第 1 フォトダイオードのスライス方向に関する有感域幅の略 2 倍であることを特徴とする請求項 2 記載の放射線検出器。

【請求項 4】 前記第 2 フォトダイオードのスライス方向に関する有感域幅は、略 1 mm であり、前記第 1 フォトダイオードのスライス方向に関する有感域幅は略 0.5 mm であることを特徴とする請求項 3 記載の放射線検出器。

【請求項 5】 前記第 1 フォトダイオードは前記スライス方向に関して 16 個配列され、前記第 2 フォトダイオードは前記スライス方向に関して、前記第 1 フォトダイオードの配列の両側にそれぞれ 12 個ずつ連続的に配列されることを特徴とする請求項 4 記載の放射線検出器。

【請求項 6】 前記第 2 フォトダイオードのチャンネル方向に関する有感域幅は、前記第 1 フォトダイオードのそれと略同じであることを特徴とする請求項 3 記載の放射線検出器。

【請求項 7】 前記第 2 フォトダイオードのチャンネル方向に関する有感域幅は、前記第 2 フォトダイオードのスライス方向に関する有感域幅と略同じであることを特徴とする請求項 6 記載の放射線検出器。

【請求項 8】 表面側から入射する X 線を光に変換するシンチレータと、

前記変換された光を電気信号に変換する複数のフォトダイオードを備えた少なくとも 1 つのフォトダイオードチップと、

前記複数のフォトダイオードから複数の信号を読み出す複数のスイッチング素子を備えた少なくとも 1 つのスイ

ッチングチップと、

前記読み出された複数の信号を増幅し、デジタル化する複数のデータ収集部を備えた少なくとも 1 つのデータ収集チップと、

前記フォトダイオードチップと、前記スイッチングチップと、前記データ収集チップとを、共通に実装するリジッドプリント配線板とを具備することを特徴とする放射線検出システム。

【請求項 9】 前記フォトダイオードチップは、前記複数のフォトダイオードに接続された、表面から裏面に渡って半導体基板を貫通する複数の貫通配線を介して、前記リジッドプリント配線板にパンプ接続され、

前記スイッチングチップは、前記リジッドプリント配線板にフリップチップ接続され、

前記データ収集チップは、前記リジッドプリント配線板にフリップチップ接続されることを特徴とする請求項 8 記載の放射線検出システム。

【請求項 10】 表面側から入射する X 線を光に変換するシンチレータと、

前記変換された光を電気信号に変換する複数のフォトダイオードを備えた少なくとも 1 つのフォトダイオードチップと、

前記複数のフォトダイオードから複数の信号を読み出す複数のスイッチング素子を備えた少なくとも 1 つのスイッチングチップと、

前記読み出された複数の信号を増幅し、デジタル化する複数のデータ収集部を備えた少なくとも 1 つのデータ収集チップと、

前記フォトダイオードチップと、前記スイッチングチップと、前記データ収集チップとを共通に実装するリジッド多層配線板とを具備することを特徴とする放射線検出システム。

【請求項 11】 前記フォトダイオードチップは、前記複数のフォトダイオードに接続された、表面から裏面に渡って半導体基板を貫通する複数の貫通配線を介して、前記多層配線板の表面にパンプ接続され、

前記スイッチングチップは、前記多層配線板の表面にフリップチップ接続され、

前記データ収集チップは、前記多層配線板の裏面にフリップチップ接続されることを特徴とする請求項 10 記載の放射線検出システム。

【請求項 12】 前記フォトダイオードチップは、前記複数のフォトダイオードに接続された、表面から裏面に渡って半導体基板を貫通する複数の貫通配線を介して、前記多層配線板の表面にパンプ接続され、

前記スイッチングチップは、前記多層配線板の裏面にフリップチップ接続され、

前記データ収集チップは、前記多層配線板の裏面にフリップチップ接続されることを特徴とする請求項 10 記載の放射線検出システム。

【請求項13】 前記多層配線板の表面に前記スイッチングチップの背面が結合(bond)され、前記スイッチングチップの表面に前記フォトダイオードチップの背面が結合され、前記多層配線板の裏面に前記データ収集チップが結合されることを特徴とする請求項10記載の放射線検出システム。

【請求項14】 前記複数のフォトダイオードは、表面から裏面に渡ってフォトダイオード基板を貫通する複数の第1貫通配線を介して、前記複数のスイッチング素子に接続され、

前記複数のスイッチング素子は、表面から裏面に渡ってスイッチング素子基板を貫通する複数の第2貫通配線を介して、前記多層配線板の複数の表面配線に接続され、前記データ収集チップは、前記多層配線板の複数の裏面配線にフリップチップ接続されることを特徴とする請求項13記載の放射線検出システム。

【請求項15】 前記データ収集チップは、前記多層配線板の辺縁に配置されることを特徴とする請求項13記載の放射線検出システム。

【請求項16】 前記データ収集チップの上方に配置された複数のX線遮蔽板をさらに備えることを特徴とする請求項15記載の放射線検出システム。

【請求項17】 表面側から入射するX線を光に変換するシンチレータと、前記変換された光を電気信号に変換する複数のフォトダイオードを備えた少なくとも1つのフォトダイオードチップと、

前記複数のフォトダイオードから複数の信号を読み出す複数のスイッチング素子を備えた少なくとも1つのスイッチングチップと、

前記読み出された複数の信号を増幅し、デジタル化する複数のデータ収集部を備えた少なくとも1つのデータ収集チップと、

前記フォトダイオードチップと、前記スイッチングチップとを実装する第1リジッドプリント配線板と、

前記データ収集チップを実装する第2リジッドプリント配線板と、

前記第1リジッドプリント配線板と前記第2リジッドプリント配線板とを着脱自在に接続するコネクタとを具備することを特徴とする放射線検出システム。

【請求項18】 前記フォトダイオードチップは、前記複数のフォトダイオードに接続された、表面から裏面に渡って半導体基板を貫通する複数の貫通配線を介して、前記第1リジッドプリント配線板の表面配線にバンプ接続されることを特徴とする請求項17記載の放射線検出システム。

【請求項19】 被検体の周囲を回転しながらX線を曝射するX線源と、前記被検体を透過したX線を検出する検出素子が行・列方向に複数個配列されて成る放射線検出器と、前記放射線検出器の出力に基づいて被検体のC

T像を再構成する再構成手段とを具備し、

前記放射線検出器は、入射されるX線を光に変換するシンチレータと、

前記変換された光を電気信号に変換する複数の第1フォトダイオードと、

前記変換された光を電気信号に変換する複数の第2フォトダイオードと、

前記第1、第2のフォトダイオードに接続された複数のスイッチング素子とを有し、

10 前記第1フォトダイオードは、スライス方向に関して、 $n$ 個連続的に配列され、

前記第2フォトダイオードは、スライス方向に関して、前記第1フォトダイオードの配列の両側にそれぞれ、 $m$ 個( $m < n$ )ずつ連続的に配列され、

前記第2フォトダイオードは、前記第1フォトダイオードよりも、スライス方向に関する有感域幅が広いことを特徴とするX線CT装置。

【請求項20】 被検体の周囲を回転しながらX線を曝射するX線源と、

20 前記被検体を透過したX線を検出する検出素子が行・列方向に複数個配列されて成る放射線検出システムと、

前記投影データに基づいて被検体のCT像を再構成する再構成手段とを具備し、

前記放射線検出システムは、表面側から入射するX線を光に変換するシンチレータと、

前記変換された光を電気信号に変換する複数のフォトダイオードを備えた少なくとも1つのフォトダイオードチップと、

30 前記複数のフォトダイオードから複数の信号を読み出す複数のスイッチング素子を備えた少なくとも1つのスイッチングチップと、

前記読み出された複数の信号を増幅し、デジタル化する複数のデータ収集部を備えた少なくとも1つのデータ収集チップと、

前記フォトダイオードチップと、前記スイッチングチップと、前記データ収集チップとを、共通に実装するリジッドプリント配線板とを具備することことを特徴とするX線CT装置。

【請求項21】 被検体の周囲を回転しながらX線を曝射するX線源と、前記被検体を透過したX線を検出する

40 検出素子が行・列方向に複数個配列されて成る放射線検出システムと、前記投影データに基づいて被検体のCT像を再構成する再構成手段とを具備し、

前記放射線検出システムは、表面側から入射するX線を光に変換するシンチレータと、

前記変換された光を電気信号に変換する複数のフォトダイオードを備えた少なくとも1つのフォトダイオードチップと、

50 前記複数のフォトダイオードから複数の信号を読み出す複数のスイッチング素子を備えた少なくとも1つのス

ッチングチップと、  
前記読み出された複数の信号を増幅し、デジタル化する複数のデータ収集部を備えた少なくとも1つのデータ収集チップと、  
前記フォトダイオードチップと、前記スイッチングチップと、前記データ収集チップとを共通に実装するリジッド多層配線板とを具備することを特徴とするX線CT装置。

【請求項22】 被検体の周囲を回転しながらX線を照射するX線源と、  
前記被検体を透過したX線を検出する検出素子が行・列方向に複数個配列されて成る放射線検出システムと、  
前記投影データに基づいて被検体のCT像を再構成する再構成手段とを具備し、  
前記放射線検出システムは、表面側から入射するX線を光に変換するシンチレータと、  
前記変換された光を電気信号に変換する複数のフォトダイオードを備えた少なくとも1つのフォトダイオードチップと、  
前記複数のフォトダイオードから複数の信号を読み出す複数のスイッチング素子を備えた少なくとも1つのスイッチングチップと、  
前記読み出された複数の信号を増幅し、デジタル化する複数のデータ収集部を備えた少なくとも1つのデータ収集チップと、  
前記フォトダイオードチップと、前記スイッチングチップとを実装する第1リジッドプリント配線板と、  
前記データ収集チップを実装する第2リジッドプリント配線板と、  
前記第1リジッドプリント配線板と前記第2リジッドプリント配線板とを着脱自在に接続するコネクタとを具備することを特徴とするX線CT装置。

【請求項23】 X線を検出する複数の検出素子から成る検出素子群と、  
この検出素子群からの出力データを収集するデータ収集手段と、  
前記検出素子群と前記データ手段の少なくとも一方を実装する基板と、  
前記検出素子群、前記データ収集手段、前記基板を積層構造とする手段、とを備えた放射線検出システム。

【請求項24】 X線を光に変換するシンチレータブロックと、  
前記光を電気信号に変換するホトダイオードアレイと、  
このホトダイオードアレイから電気信号を出力するホトダイオードを選択するスイッチと、このスイッチにより選択された前記ホトダイオードアレイから出力されたデータを収集するデータ収集チップと、  
前記シンチレータブロック、前記ホトダイオードアレイ、前記スイッチ、前記データ収集チップを一体化構成する手段、とを備えた放射線検出システム。

【請求項25】 被検体の周囲を回転しながらX線を照射するX線源と、  
前記被検体を透過したX線を検出する検出素子が行・列方向に複数個配列されて成る放射線検出器と、  
前記放射線検出器の出力を用いて前記被検体に関する投影データを収集するデータ収集手段と、  
前記複数の検出素子から前記データ収集手段へ出力されるデータを選択するスイッチ手段と、  
前記投影データに基づいて被検体のCT像を再構成する再構成手段と、  
前記放射線検出器に対して、前記データ収集手段と前記スイッチの少なくとも一方を積層構造とする手段とを備えたX線CT装置。

【請求項26】 X線を検出する複数の検出素子から成る検出素子群と、  
この検出素子群を実装する第1の基板と、  
前記検出素子群からの出力データを収集するデータ収集チップと、  
このデータ収集チップを実装する第2の基板と、  
前記第1の基板と前記第2の基板とを1対1で接続する接続手段とを備えたことを特徴とする放射線検出システム。

【請求項27】 前記接続手段は、第1の基板と第2の基板とを電気的に接続するコネクタであることを特徴とする請求項26記載の放射線検出システム。

【請求項28】 前記第1の基板は、前記検出素子群をX線入射面側に実装し、  
前記第2の基板は、前記データ収集チップを前記X線入射面以外の面に実装し、  
前記接続手段は、前記第1の基板において前記検出素子群を未実装の面と、前記第2の基板において前記データ収集チップを未実装の面とを前記コネクタにより接続することを特徴とする請求項27記載の放射線検出システム。

【請求項29】 前記第2の基板は、前記データ収集チップをX線透過領域に実装し、前記コネクタをX線透過領域外に設けることを特徴とする請求項26記載の放射線検出システム。

【請求項30】 被検体の周囲を回転しながらX線を照射するX線源と、  
前記被検体を透過したX線を検出する検出素子が行・列方向に複数個配列されて成るX線検出器と、  
前記X線検出器の出力を用いて前記被検体に関する投影データを収集するデータ収集手段と、  
前記投影データに基づいて被検体のCT像を再構成する再構成手段と、  
前記X線検出器を実装する第1の基板と前記データ収集手段を実装する第2の基板とを1:1に接続する接続手段を備えたX線CT装置。

【請求項31】 スライス方向に配列された複数の第1

10

20

30

40

50

検出素子列から構成される第1の検出素子アレイ群であって、前記第1検出素子列各々はスライス方向に関して第1の幅を有する複数の第1検出素子アレイを有する第1の検出素子アレイ群と、

スライス方向に配列された複数の第2検出素子列から構成される第2の検出素子アレイ群であって、前記第2検出素子列各々はスライス方向に関して前記第1の幅より広い第2の幅を有する複数の第1検出素子アレイを有し、前記第2検出素子列は前記第1検出素子列の両側に配置され、前記第2検出素子列の各側の列数は、前記第1検出素子列よりも少ない第2の検出素子アレイ群とを具備する放射線検出器。

【請求項32】 前記第2検出素子列の両側の列数合計は、前記第1検出素子列の列数よりも多いことを特徴とする請求項31記載の放射線検出器。

【請求項33】 X線を発生するX線源と、第1の幅を有する検出素子列をスライス方向に複数列設した第1の検出素子列群と、前記第1の幅より大きい幅を有する第2の検出素子列を、前記第1の検出素子列群の列数より少ない列数で、前記スライス方向に、かつ、前記第1の検出素子列群の両側それぞれに列設した第2の検出素子列群とから成る放射線検出器と、記放射線検出器の出力を用いて被検体に関する透過データを収集するデータ収集手段と、このデータ収集手段から得られた透過データに基づいて、画像データを再構成する再構成装置と、前記再構成された画像データを表示する表示装置とを具備することを特徴とするX線CT装置。

【請求項34】 前記再構成装置は、等方位性のボクセルデータから成るボリュームデータを再構成することを特徴とする請求項33記載のX線CT装置。

【請求項35】 前記X線源が被検体の周囲を螺旋状の軌道を描くよう前記X線源又は前記被検体を移動させる移動手段を更に備え、前記再構成装置は、撮影領域、前記データ収集に用いる検出素子列、ヘリカルピッチ、スキャン範囲、スキャン時間、管電流の少なくともいずれかを含む撮影条件に基づく前記等方位性のボクセルデータから成るボリュームデータを再構成することを特徴とする請求項34記載のX線CT装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】 本発明は、放射線検出器、放射線検出システムまたはその放射線検出器を備えたX線コンピュータトモグラフィ装置（以下、X線CT装置）に関する。

【0002】

【従来の技術】 X線CT装置は、X線管と放射線検出器とを有する。X線管で発生されたX線は、被検体を透過して、放射線検出器に入射する。検出器は、X線を電気

信号として検出する複数の検出素子を備えている。検出素子は、X線を光に変換するシンチレータ等の蛍光体と、その光を電荷（電気信号）に変換するフォトダイオード等の光電変換素子とを有する。最近では、X線を電荷に直接的に変換する半導体素子を、検出素子に採用することも検討されている。

【0003】 近年、マルチスライス型の放射線検出器が登場している。マルチスライス型の放射線検出器は、スライス方向に沿って並列された複数の検出素子列を備えている。検出素子列各々は、スライス方向に略直交するチャンネル方向に一列に配列された複数の検出素子を有する。

【0004】 このマルチスライス型の放射線検出器は、列数の増加を要求されている。しかし、従来の放射線検出器では列数に制限があった。

【0005】 放射線検出器の列数の増加を妨げる最大の要因は、配線構造と接続構造とにある。なおここでは説明の便宜上、フォトダイオードは、 $n \times m$ （チャンネル方向 $\times$ スライス方向）のマトリクスで配列されているものとする。つまり、フォトダイオードは、チャンネル方向に関して $n$ 個配列され、そのフォトダイオード列が、スライス方向に $m$ 個並列されている。

【0006】 複数のフォトダイオードと複数のスイッチング素子との間は、複数の信号引出し線を介して接続される。スライス方向に並んでいる $m$ 個のフォトダイオードの $m$ 本の信号引出し線は、チャンネル方向に関して隣りのフォトダイオードとの間のギャップに形成されている。

【0007】 従って、フォトダイオードの列数は、チャンネル方向に関して隣り合うフォトダイオードのギャップに形成可能な信号引き出し線の本数に依存して決まってしまう。またギャップを拡大すれば、信号引き出し線の本数を増加することは可能であるが、その場合、ギャップの拡大に反比例してフォトダイオードの有感域の面積が縮小されるので、感度が低下してしまう。

【0008】

【発明が解決しようとする課題】 本発明の目的は、列数を増やすことのできる放射線検出器、放射線検出システム及びX線CT装置を提供することにある。

【0009】

【課題を解決するための手段】 本発明の放射線検出器は、表面側から入射するX線を光に変換するシンチレータと、変換された光を電気信号に変換する複数のフォトダイオードを備えた少なくとも1つのフォトダイオードチップと、複数のフォトダイオードから複数の信号を読み出す複数のスイッチング素子を備えた少なくとも1つのスイッチングチップと、読み出された複数の信号を増幅し、デジタル化する複数のデータ収集部を備えた少なくとも1つのデータ収集チップとを有する。フォトダイオードチップと、スイッチングチップと、データ収集

チップとは、リジッド多層配線板に共通に実装される。

【0010】

【発明の実施の形態】以下では、本発明の実施形態について図面を参照しつつ説明する。なお、本実施形態は、2次元アレイ型の放射線検出器、およびその放射線検出器を装備したX線CT装置（X線コンピュータ断層撮影装置）に関する。X線CT装置には、X線管と放射線検出器とが一体として被検体の周囲を回転する回転/回転（ROTATE/ROTATE）タイプと、リング状に多数の検出素子がアレイされ、X線管のみが被検体の周囲を回転する固定/回転（STATIONARY/ROTATE）タイプ等様々なタイプがあり、いずれのタイプでも本発明を適用可能である。ここでは、現在、主流を占めている回転/回転タイプとして説明する。

【0011】また、1ボリュームの（＝1つのボリュームデータを構成する）ボクセルデータ（又は1枚の断層像）（いずれも後述）を再構成するには、被検体の周囲1周、約360°分の投影データが、またハーフスキャン法でも210～240°程度分の投影データが必要とされる。いずれの方式にも本発明を適用可能である。ここでは、一般的な前者の約360°分の投影データから1ボリュームのボクセルデータ（又は1枚の断層像）を再構成するものとして説明する。

【0012】また、入射X線を電荷に変換するメカニズムは、シンチレータ等の蛍光体でX線を光に変換し更にその光をフォトダイオード等の光電変換素子で電荷に変換する間接変換形と、特定の半導体のX線により半導体内の電子正孔対の生成及びその電極への移動すなわち光導電現象を利用した直接変換形とが主流である。X線検出素子としては、それらのいずれの方式を採用してもよいが、ここでは、前者の間接変換形として説明する。

【0013】また、以下でフォトダイオードの有感域の幅は、X線管の回転中心軸上での換算値として定義する。つまり、「1mmの有感域幅を有するフォトダイオード」とは、「X線管の回転中心軸上で1mmに相当する有感域幅を有するフォトダイオード」を意味し、X線が放射状に拡散することを考慮すると、フォトダイオードの実際の有感域の幅は、X線焦点と回転中心軸との距離に対するX線焦点とフォトダイオードの有感域との実際の距離の比率に従って、1mmより若干広くなる。

【0014】（第1実施形態）図1は、第1実施形態に係る放射線検出器の斜視図に示している。放射線検出器は、スライス方向に沿って略円弧状に配列される複数の検出器モジュール1から構成される。図2（a）は、1つの検出器モジュール1の構成を概略的に示している。図2（b）は、1つの検出器モジュール1の断面部を示している。

【0015】各検出器モジュール1は、入射放射線（ここではX線）を光に変換するシンチレータ9と、変換された光を電気信号に変換する少なくとも1つのフォトダ

イオードチップ2と、フォトダイオードチップ2から電気信号を讀出す少なくとも1つのスイッチングチップ4と、讀み出された電気信号を増幅し、デジタル化する少なくとも1つのDASチップ（データ収集システムチップ）8とが、セラミック製のリジッドな1枚のプリント配線板10に共通に実装されてなる。リジッドプリント配線板10はスライス方向に長く、フォトダイオードチップ2と、スイッチングチップ4と、DASチップ8とは、リジッドプリント配線板10上でスライス方向に沿って配置される。

【0016】フォトダイオードチップ2は、シリコン基板の表面に複数のフォトダイオード3と、複数のA1配線14とが形成されてなる。N個のフォトダイオード3が、スライス方向に関して、一定のギャップを隔てて配列される。チャンネル方向に関しては、M個のフォトダイオード3が、同じ一定のギャップを隔てて配列される。なお、スライス方向は、被検体の体軸方向に略平行である。チャンネル方向は、被検体の体軸方向に略直交する。

【0017】複数のA1配線14は、複数のフォトダイオード3にそれぞれ接続される。スライス方向に関してフォトダイオードチップ2の右側の半分のエリアに配置されている（N/2）×M個のフォトダイオード3は、スライス方向と略平行にギャップに形成された（N/2）×M本のA1配線14を介して右外側に引き出される。同じスライス列の（N/2）個のフォトダイオード3に対応する（N/2）本のA1配線14は、隣のスライス列との間のギャップに高密度に形成されている。

【0018】スライス方向に関してフォトダイオードチップ2の左側の半分のエリアに配列されている（N/2）×M個のフォトダイオード3は、スライス方向と略平行にギャップに形成された（N/2）×M本のA1配線14を介して左外側に引き出される。同じスライス列の（N/2）個のフォトダイオード3に対応する（N/2）本のA1配線14は、隣のスライス列との間のギャップに高密度に形成されている。

【0019】左右に引き出されたA1配線14は、それぞれトランジスタ5を介して、（N/2）本ずつ信号讀出し線7に共通接続される。

【0020】ギャップの幅と、配線14の太さ、配線14の間隔とにより、ギャップに形成できる配線14の本数が決まる。それによりスライス方向のフォトダイオード3の配列個数（スライス列数）が決まる。本実施形態では、配線14を左右に分けて引き出したので、スライス方向のフォトダイオード3の配列個数は、ギャップに形成できる配線14の本数の2倍で与えられる。

【0021】スイッチングチップ4各々は、シリコン基板上に、CMOS型の複数のトランジスタ5がスイッチング素子として形成されてなる。複数のトランジスタ5は、複数のフォトダイオード3にそれぞれ接続される。

同じ側の同じスライス列上に配置された $N/2$ 個のフォトダイオード3は、 $N/2$ 本の配線14、 $N/2$ 個のトランジスタ5を介して、信号読出し線7に共通に接続される。信号読出し線7にはDASチップ8が接続される。

【0022】トランジスタ5のオンによりフォトダイオード3に蓄積された電荷が電流信号として信号読み出し線7に読み出される。トランジスタ5のオン/オフ（ゲート電圧）は、読み出し制御回路6により制御される。上述したようにスライス方向に並んでいる $N/2$ 本の配線14が信号読出し線7に共通に接続されているので、対応する $N/2$ 個のトランジスタ5を個々に順番にオンすることにより、 $N/2$ 個のフォトダイオード3の信号を個々に順番に読み出すことができる。また、各信号読出し線7にDASチップ8が個々に接続されているので、 $N/2$ 個のフォトダイオード3をシリアルに読み出すために要する時間で、モジュール内の全てのフォトダイオード3の信号読み出しを完了することができる。

【0023】また、隣り合う複数個のフォトダイオード3に対応する複数個のトランジスタ5を同時にオンすると、当該複数個のフォトダイオード3からの信号はアナログ的に加算され得る。この場合、当該複数個のフォトダイオード3は、1つのチャンネルを構成することとなる。このような配線構造及び電子的な読出し制御により、スライス厚を任意に変更することができる。

【0024】複数のフォトダイオード3に接続された複数のA1配線14は、ワイヤボンディングテクニックにより、複数の金属ワイヤ11を介して、リジッドプリント配線板10の複数の接点に接続される。スイッチングチップ4の表面に形成された複数のバンパ12は、ブリップチップテクニックにより、リジッドプリント配線板10の表面に形成された対応する複数のバンパに半田で接続される。同様に、DASチップ8の表面に形成された複数のバンパ13は、ブリップチップテクニックにより、リジッドプリント配線板10の表面に形成された対応する複数のバンパに半田で接続される。

【0025】上述したように、A1配線14を左右に引き出したことで、スライス方向に関して形成可能なフォトダイオード3の個数を、A1配線14を一方方向だけに引き出す場合の2倍に増加させることができる。また、A1配線14を左右に引き出したことで、リジッドプリント配線板10とフォトダイオードチップ2との間のワイヤボンディングエリアを拡大することができるので、フォトダイオード3の個数の増加に対応することができる。

【0026】また、共通の1枚のリジッドプリント配線板10に、フォトダイオードチップ2を、スイッチングチップ4、DASチップ8を実装したことにより、これら3者間の接続が容易になり、フォトダイオード3の個数の増加に対応することができる。

【0027】また、 $N/2$ 本の配線14を信号読出し線7に共通接続したことにより、スイッチングチップ4とDASチップ8との間の信号読出し線の本数を減らすことができる。また、 $N/2$ 本の配線14を信号読出し線7に共通接続した簡単な構成により、トランジスタ5の電子的な制御で、スライス厚を簡単に変更することができる。

【0028】（第2実施形態）上記第1実施形態では、シリコン基板表面に形成した複数のA1配線により複数のフォトダイオードを電氣的に引き出している。そのためA1配線の本数、つまりスライス方向に配列するフォトダイオードの個数（列数）が、A1配線を形成するフォトダイオードのギャップの幅の制約を受けている。

【0029】第2実施形態では、複数のフォトダイオードを、シリコン基板を表面から背面にかけて貫通する貫通配線により背面に電氣的に引き出すことにより、上記制約を緩和するものである。

【0030】図3には第2実施形態による放射線検出器を構成する検出器モジュールの断面図を示し、図4に図3の貫通配線構造を詳細に示す断面図である。セラミック製のリジッドなプリント配線板22上に、少なくとも1つのフォトダイオードチップ20と、少なくとも1つのスイッチングチップ4と、少なくとも1つのDASチップ8とが、共通に実装される。

【0031】スイッチングチップ4の表面に形成された複数のバンパ12は、ブリップチップテクニックにより、リジッドプリント配線板20の表面に形成された複数のバンパに半田で接続される。同様に、DASチップ8の表面に形成された複数のバンパ13は、ブリップチップテクニックにより、リジッドプリント配線板10の表面に形成された複数のバンパに半田で接続される。

【0032】複数のフォトダイオード5は、シリコン基板24の表面にマトリクス状に形成される。複数のフォトダイオード5は、シリコン基板24の表面に形成された複数のA1配線22にそれぞれ接続される。複数のA1配線22は、シリコン基板24の表面から裏面にかけて貫通する複数の貫通配線23にそれぞれ接続される。複数の貫通配線23の側面は例えば酸化シリコンにより絶縁されている。複数の貫通配線23の後端には、シリコン基板24の裏面において、複数のバンパ21が形成されている。このように複数のフォトダイオード5は、複数の貫通配線23を介して、裏面に電氣的に引き出されている。

【0033】シリコン基板24の裏面に形成された複数のバンパ21は、リジッドプリント配線板22の表面に形成された対応する複数のバンパに半田で接続される。

【0034】このように複数のフォトダイオード5を、複数の貫通配線23により、基板裏面に引き出すようにしたので、スライス方向に配列するフォトダイオード5の個数（列数）を上記制約から解放して、増加させるこ

とが可能となる。

【0035】(第3実施形態)放射線検出器は、X線CT装置のガントリハウジング内に收容される。検出器モジュールのスライス方向に関する幅は、ガントリハウジングの内部空間の大きさにより制限を受ける。上述したように、リジッドなプリント配線板の表面に、フォトダイオードチップと、スイッチングチップと、DASチップとを共通に実装する場合、フォトダイオードチップの実装面積が、スイッチングチップと、DASチップとに

10 圧迫される。従って、スライス方向に配列するフォトダイオード5の個数(列数)は、フォトダイオードチップの実装面積によって制約を受ける。

【0036】第3実施形態は、この制約を軽減する。図5には第3実施形態による放射線検出器を構成する検出器モジュールの断面図を示している。リジッドな多層配線板30の表面に、少なくとも1つのフォトダイオードチップ20と、少なくとも1つのスイッチングチップ4とが実装される。リジッドな多層配線板30の裏面には、少なくとも1つのDASチップ8が実装される。DASチップ8を裏面に配置したことで、検出器モジュールのスライス方向に関する幅を拡大して、スライス方向に配列するフォトダイオード5の個数(列数)を増加させることができる。

【0037】フォトダイオードチップ20の複数のフォトダイオードは、シリコン基板を表面から裏面にかけて貫通する複数の貫通配線を介して、多層配線板30の表面に形成された複数の端子に接続され、さらに表面プリント配線を介してスイッチングチップ4の複数のトランジスタに接続される。

【0038】スイッチングチップ4の表面に形成された複数のバンパ12は、ブリップチップテクニックにより、リジッド多層配線板30の表面に形成された対応する複数のバンパに半田35で接続される。

【0039】DASチップ8の表面に形成された複数のバンパ13は、ブリップチップテクニックにより、リジッド多層配線板30の裏面に形成された対応する複数のバンパに半田で接続される。

【0040】図6には、多層配線板30の断面構造を示している。多層配線板30は、積層される複数枚の薄い配線基板31~34から構成される。複数の配線基板31~34の相互間は、複数のビアホールにより接続される。

【0041】各配線基板31~34の配線の引き回し、および複数の配線基板31~34間での配線の接続は、スイッチングチップ4の複数のバンパ12と、それに対応するDASチップ8のバンパ13とを接続するために、設計されている。

【0042】このように多層配線板30により、DASチップ8を裏面に配置することが可能となる。それによりDASチップ8により圧迫されていたフォトダイオ

ドチップの実装面積を拡大して、スライス方向に配列するフォトダイオード5の個数(列数)を増加させることが可能となる。

【0043】(第4実施形態)図7は、第4実施形態による検出器モジュールの断面図である。第3実施形態では、多層配線板の表面にフォトダイオードチップと、スイッチングチップとを実装し、多層配線板の裏面に、DASチップを実装することにより、フォトダイオードチップの実装面積を拡大する。

20 【0044】それに対して、第4実施形態は、多層配線板40の表面にフォトダイオードチップ20だけを実装し、多層配線板40の裏面に、DASチップ8とともに、スイッチングチップ4をも実装することにより、フォトダイオードチップ20の実装面積をさらに拡大する。

【0045】フォトダイオードチップ20の複数のフォトダイオードは、シリコン基板を表面から裏面にかけて貫通する複数の貫通配線を介して、多層配線板40の表面に形成された複数の端子に接続される。

20 【0046】スイッチングチップ4の表面に形成された複数のバンパ12は、ブリップチップテクニックにより、リジッド多層配線板40の裏面に形成された対応する複数のバンパに半田で接続される。

【0047】DASチップ8の表面に形成された複数のバンパ13は、ブリップチップテクニックにより、リジッド多層配線板40の裏面に形成された対応する複数のバンパに半田で接続される。

【0048】多層配線板40を構成する複数の配線基板それぞれの配線の引き回し、および複数の配線基板間での配線の接続は、フォトダイオードチップ20の複数のフォトダイオードを、それぞれ対応するスイッチングチップ4の複数のトランジスタに接続するために、設計されている。

【0049】このように、多層配線板40の表面にフォトダイオードチップ20だけを実装し、多層配線板40の裏面に、スイッチングチップ4とDASチップ8とを実装することにより、フォトダイオードチップ20の実装面積をさらに拡大して、スライス方向に配列するフォトダイオード5の個数(列数)の増加を促進することが可能となる。

【0050】(第5実施形態)図8には第5実施形態による放射線検出器を構成する検出器モジュールの断面図を示している。セラミック製のリジッドなプリント配線板52上に、スイッチングチップ50と、DASチップ8とが実装され、スイッチングチップ50の表面上にフォトダイオードチップ20が実装されている。

【0051】スイッチングチップ50の表面には複数のバンパが形成され、フォトダイオードチップ20の裏面の複数のバンパに半田で接続される。スイッチングチップ50の裏面にも複数のバンパ51が形成され、貫通配

線を介して表面の複数のトランジスタに接続される。スイッチングチップ50の裏面の複数のバンブ51は、リジッドプリント配線板52の表面に形成された対応する複数のバンブに半田で接続される。同様に、DASチップ8の表面に形成された複数のバンブ13は、ブリップチップテクニックにより、リジッドプリント配線板52の表面に形成された複数のバンブに半田で接続される。

【0052】このようにスイッチングチップ50の表面上にフォトダイオードチップ20を実装するようにしても、第3実施形態と同様の効果を奏することができる。

【0053】(第6実施形態)図9には第6実施形態による放射線検出器を構成する検出器モジュールの断面図を示している。リジッドな多層配線板60の表面上に、スイッチングチップ50が実装され、リジッドな多層配線板60の裏面上にDASチップ8が実装され、スイッチングチップ50の表面上にフォトダイオードチップ20が実装されている。

【0054】スイッチングチップ50の表面には複数のバンブが形成され、フォトダイオードチップ20の裏面の複数のバンブに半田で接続される。スイッチングチップ50の裏面にも複数のバンブ51が形成され、貫通配線を介して表面の複数のトランジスタに接続される。スイッチングチップ50の裏面の複数のバンブ51は、多層配線板60の表面に形成された対応する複数のバンブに半田で接続される。DASチップ8の表面に形成された複数のバンブ13は、ブリップチップテクニックにより、多層配線板60の裏面に形成された複数のバンブに半田で接続される。

【0055】多層配線板60を構成する複数の配線基板それぞれの配線の引き回し、および複数の配線基板間での配線の接続は、スイッチングチップ4の複数のトランジスタを、それぞれ対応するDASチップ8の複数のバンブに接続するために、設計されている。

【0056】このようにスイッチングチップ50の表面上にフォトダイオードチップ20を実装し、また多層配線板60の裏面にDASチップ8を実装するようにしても、第4実施形態と同様の効果を奏することができる。

【0057】以上のように第1～第6の実施形態は、以下に説明する様々な応用に発展され、また具体的に有意な構成を実現することができる。

【0058】(第7実施形態)図10には、第7実施形態に係るX線CT装置の構成を示している。回転リング102は、架台駆動部107により1回転あたり1秒以下という高速回転で駆動される。この回転リング102には、有効視野領域FOV内に載置された被検体Pに対してコーンビーム(四角錐)状、又はファンビーム状のX線を発生するためのX線管101が取り付けられている。X線管101には、X線の曝射に必要な電力が高電圧発生装置109からスリッパリング108を介して供給される。これによりX線管101は、被検体の体軸方

向に直交するチャンネル方向Cと、それに直交するスライス方向A(=回転軸に平行な方向)との2方向に広がる、いわゆるコーンビームX線又はファンビームX線を発生する。

【0059】また、回転リング102には、被検体Pを透過したX線を検出するための放射線検出器103がX線管101に対向する向きで取り付けられている。放射線検出器103は、複数の(例えば38個)の検出器モジュールから構成されている。図11には1つの検出器モジュールの展開図を示している。検出器モジュール1030は、シンチレータと、フォトダイオード1031、1032からなる複数の検出素子を有するフォトダイオードチップとを有している。複数の検出素子1031、1032は、チャンネル方向Cとスライス方向Sとの2方向に関してマトリクス状に配列される。なお、本実施形態におけるX線CT装置では、複数の検出器モジュール1030は、平面的ではなく、X線管101の焦点を中心とした円弧に沿って配列される。

【0060】検出器モジュール1030は、上述したように複数の検出素子1031、1032を有するフォトダイオードチップとともに、スイッチングチップ、DASチップを有している。これらフォトダイオードチップ、スイッチングチップ、DASチップは、単一のリジッドなプリント配線板上に実装される。

【0061】一方の検出素子1031は、スライス方向に関する幅が0.5mmで、チャンネル方向に関する幅が1mmの有感域を備えている。他方の検出素子1032は、スライス方向に関する幅が1mmで、チャンネル方向に関する幅が1mmの有感域を備えている。

【0062】0.5mm幅の検出素子1031は、スライス方向Cに例えば16個並べられる。なお、スライス方向Cに並べられた16個の検出素子1031を、第1の検出素子列群1033と称する。また、1mm幅の検出素子1032は、スライス方向Sに関し、第1の検出素子列1033の両側それぞれに、検出素子1031の配列個数よりも少ない複数個、例えば12個ずつ並べられる。スライス方向Cに並べられた12個の検出素子1032を、第2の検出素子列群1034と称する。

【0063】本実施形態では、スライス方向Cに並べられた検出素子1031の個数(例えば16個)は、その両側それぞれに配置された検出素子1032の個数(例えば12個)よりも多く、そのトータル個数(例えば24個)よりも少なく成るように設計されている。

【0064】このような放射線検出器103で検出されたM×N(上記の例でいえば、M=24行×38個=912であり、N=40(=16列+2×12列)である。)の全チャンネルに関する膨大なデータ(1ビューあたりのM×Nチャンネル分のデータを以下「2次元投影データ」という。)は、チップ化されているデータ収集回路(DAS)104に一旦集められ、そして、一括

して光通信を応用した非接触データ伝送装置105を介して後述のデータ処理ユニットに伝送される。

【0065】なお、放射線検出器103による検出動作は、1回転（約1秒）の間に、例えば1000回程度繰り返され、それによりM×Nチャンネル分の膨大な2次元投影データが1秒（1回転）あたり1000回発生し、このような膨大でしかも高速に発生する2次元投影データを時間遅れなく伝送するために、データ収集回路104及び非接触データ伝送装置105は超高速処理化が図られている。

【0066】データ処理ユニットは、ホストコントローラ110を中心として、データ補正等の前処理を行う前処理装置106、記憶装置111、補助記憶装置112、データ処理装置113、再構成装置114、入力装置115及び表示装置116が、データ/制御バス300を介して相互接続されている。さらに、このバス300を介して、補助記憶装置201、データ処理装置202、再構成装置203、入力装置204及び表示装置205からなる外部の画像処理装置200が接続されている。

【0067】以下では、上記構成例となるX線CT装置についての作用効果について説明する。なお、以下では、上記放射線検出器103により検出された被検体透過X線データに基づいて、複数のボクセルデータから構成されるボリュームデータを再構成し、ここから任意断面的断層像、任意方向からの投影像及び三次元表面表示像等の各種像を再構成する場合（作用）について説明する。

【0068】図12に、本実施形態のX線CT装置におけるデータの処理及びその流れを示している。被検体を透過したX線は、放射線検出器103においてアナログ電気信号の2次元投影データに変換され、さらにデータ収集回路104でデジタル電気信号の2次元投影データに変換された後、非接触データ伝送装置105を介して、各種補正を行う前処理装置106に送られ、感度補正等を受ける。

【0069】なお、以下でフォトダイオードの有感域の幅は、X線管の回転中心軸上での換算値として定義する。つまり、「1mmの有感域幅を有するフォトダイオード」とは、「X線管の回転中心軸上で1mmに相当する有感域幅を有するフォトダイオード」を意味し、X線が放射状に拡散することを考慮すると、フォトダイオードの実際の有感域の幅は、X線焦点と回転中心軸との距離に対するX線焦点とフォトダイオードの有感域との実際の距離の比率に従って、1mmより若干広くなる。

【0070】ここで、放射線検出器103におけるアナログ電気信号への変換作用は、スライス方向A中央付近で検出されたX線については、幅0.5mmの検出素子1031aから構成された第1の検出素子列1033により行われ、残りの部分については、より幅の大きい幅

1mmの検出素子1032から構成された第2の検出素子列1034により行われることになる。つまり、第1の検出素子列1033によれば、残りの部分と比較して、より高い分解能を保持したまま、2次元投影データの収集及びアナログ電気信号への変換作用が達成されることになる。

【0071】また、本実施形態のX線CT装置におけるX線管101は、上述したように、コーンビーム状、又はファンビーム状のX線を発生させる。そして、このようなX線管101においては、該X線管101近傍に適当な構成となるコリメータを設置すること等により、該コリメータの開口度を変化させることで、コーンビーム状、又はファンビーム状のX線のビーム厚を変更すること、つまり被検体に対する「スライス幅（＝複数の均等な「スライス厚」を束ねた大きさ）」を変更することが可能である。

【0072】図13には、0.5mm厚のスライスを16枚撮影する場合に用いられる検出素子を斜線で示している。図14には、1mm厚のスライスを16枚撮影する場合に用いられる検出素子を斜線で示している。また、図15には、1mm厚のスライスを32枚撮影する場合に用いられる検出素子を斜線で示している。

【0073】0.5mm厚のスライスを16枚撮影する場合、0.5mm幅の検出素子1031の電気信号を個別に読み出すことにより、0.5mm厚の16枚の断層像を再構成可能なデータを収集することができる。

【0074】また、1mm厚のスライスを16枚撮影する場合、隣り合うペアの0.5mm幅の検出素子1031の電気信号を同時に読み出すことにより、隣り合うペアの0.5mm幅の検出素子1031を単一素子の如く取り扱って、また中心に近い両側それぞれで4個ずつ、合計8個の1mm幅の検出素子1032の電気信号を個別に読み出すことにより、1mm厚の16枚の断層像を再構成可能なデータを収集することができる。

【0075】また、1mm厚のスライスを32枚撮影する場合、隣り合うペアの0.5mm幅の検出素子1031の電気信号を同時に読み出すことにより、隣り合うペアの0.5mm幅の検出素子1031を単一素子の如く取り扱って、また1mm幅の検出素子1032の電気信号を個別に読み出すことにより、1mm厚の32枚の断層像を再構成可能なデータを収集することができる。

【0076】もちろん、信号読出し方法を変えることにより、スライス厚を2mm、3mm、等様々に変更させることが可能である。また、そのスライス数も、1枚から40枚まで任意に変更可能である。さらに、複数種類のスライス厚のデータを同時に収集することも可能である。さらに、0.5mm、1mm、2mm、3mm、4mmのいずれか任意のスライス厚で8枚のスライスを収集することも可能である。

【0077】このような信号の読出し制御は、第1実施

形態で説明したように、同じスライス列上の複数のフォトダイオードを複数のトランジスタを介して単一の共通信号線に接続することにより、トランジスタのオン/オフ制御により実現され得る。

【0078】なお、上記では0.5mmスライス時において、第1の検出素子列1033を使用する形態について述べたが、これに代え、0.5mmスライス時において、上記第1の検出素子列1033の「8列」のみを使用するような形態としてもよい。その他、各スライス時においても種々のケースを考えることができるが、い

ずれにしても、16列でない「8列」や、場合により「4列」等を使用するモードとしてもよい。

【0079】さて、前処理装置106で感度補正やX線強度補正等を受けた360°分、つまり1000セットの2次元投影データは、直接、あるいは記憶装置111に一旦記憶される。その後、この2次元投影データは再構成装置114に送られ、ここで、Feldkamp法と呼ばれる再構成アルゴリズムにより、該データに基づき再構成が行われる。

【0080】Feldkamp再構成法は、スライス方向Aに広い対象領域を複数のボクセルの集合体として扱って、X線吸収係数の3次元的分布データ(以下「ボリュームデータ(複数のボクセルデータが立体的(3次元的に集合したもの)」という。)を発生するために、ファンビーム・コンボリューション・バックプロジェクション法をもとに改良された近似的再構成法である。つまり、Feldkamp再構成法は、データをファン投影データとみなして畳み込み、そしてバックプロジェクションは、回転中心軸に対して実際のコーン角に応じた斜めのレイに沿って行うものである。なお、改良されていないファンビーム・コンボリューション・バックプロジェクション法は、バックプロジェクションで、レイを回転中心軸に対して直交するものと仮定するので、アーチファクトが強く現れる。

【0081】従って、Feldkamp再構成法を採用することにより、スライス方向に広い検出器を有効に活用することができる。

【0082】再構成されたボリュームデータは、直接、あるいは記憶装置111に一旦記憶された後、データ処理装置113に送られて、オペレータの指示に基づき、既に広く用いられている、任意断面的断層像、任意方向からの投影像、レンダリング処理による特定臓器の3次元表面画像等のいわゆる疑似3次元画像データに変換されて、表示装置116に表示される。

【0083】オペレータは、検査・診断の目的に応じて、上記任意断面的断層像、任意方向からの投影像及び3次元表面画像等の中から任意の表示形態を選択し、設定することが可能である。この場合つまり、一つのボリュームデータから、異なる形態での画像を生成し、表示することになる。また、表示の際には、1種類の画像だ

けでなく、複数種類の画像を同時に表示するモードも備え、目的に応じて一つの画像を表示するモードとの切り替えが可能であるようになっている。

【0084】ちなみに、上記にいう「任意断面的断層像」とは、図16に示すように、従来のX線CT装置で得られる体軸に直交した断面(アキシャル断面)AXだけではなく、サジタル断面SA、コロナル断面COといった、アキシャル断面AXに直交する断面、さらには、これらの断面AX、SA及びCOに対して傾いたオブリーク断面OBについての断層像のこと等をいう。これらは、上記ボリュームデータから、指定された断面について、やはり指定された厚さのボクセルデータを抽出し、束ねて表示する。

【0085】また、「任意方向からの投影像」とは、ボリュームデータに対して、当該任意方向として設定された方向に並んだボクセルデータについて、例えば、最大値をピックアップし、また該並んだボクセルデータの積算値をとる等して、これを2次元画像として表示するものである。さらに、「3次元表面画像」とは、例えば、設定されたしきい値による表面を抽出し、設定された光源による陰影により、表面を3次元的に表示する方法である。この場合、しきい値を変化させながら観察することで、内部の構造も把握できる。

【0086】このように本実施形態におけるX線CT装置では、一つのボリュームデータを通じて各種の画像を取得することができるが、上記放射線検出器103を採用することによれば、以上説明したことに基づき、以下に記す効果を実現することが可能となる。すなわち、上記ボリュームデータを構成するボクセルデータのサイズは、システムのジオメトリ、及びデータ収集速度等によって変化するとともに、上記放射線検出器103を構成する検出素子1031、1032のサイズにも大きく依存する。この点、本実施形態における放射線検出器103によれば、幅の小さな検出素子1031を多列(上記例では16列)備えていることにより、ボクセルデータ一つにつき、例えば最小で、0.5mm×0.5mm×0.5mm程度を達成しつつ比較的広範囲な撮影を実施することが可能である。つまり、広範囲かつ高分解能が維持される。

【0087】また一方で、本実施形態の放射線検出器103は、検出素子1031、1032の多列化構造を有しているから、1回転で大きなボリュームデータを得ることができるので、「広範囲」で、かつ等方位性(isotropic)のボクセルデータを収集することができる。従って、任意断面的断層像の分解能を略等しくすることができ、臨床上有用な画像を取得することができる。すなわち、X軸、Y軸及びZ軸すべてに関し、等方位性ボクセルでデータを収集することが可能となるため、アキシャル断面AX、サジタル断面SA及びコロナル断面COそれぞれの断層像につき、同じ分解能で表現

された画像に基づく診断を行うことができる。臨床的には、頭部0.5mm、腹部1mmスライスを基本として、いわゆるisotropicを実現できる。

【0088】なお、「広範囲」な撮影が可能であること、つまり被検体に対するトータルの被曝量を低減すること等が可能であることを示唆するものであるが、そのこととは別に、本実施形態における放射線検出器103によれば、幅の小さい検出素子31aの配設数（ないし列数）が、幅の大きい検出素子31のそれよりも小さくされているから、例えば従来の技術で述べたような特表平8-509896号が開示する2次元アレイ型検出器で検出素子の小型化を図る場合のように、取り扱わなければならないデータ数が膨大になるということがなく、この点からも、「迅速」な処理が可能である点を指摘することができる。むしろ、当該公報に関し問題指摘した「クロストーク」の問題も、本実施形態においては大きな問題とならないことが明白である。

【0089】なおまた、本実施形態における放射線検出器103によれば、X線管101及び放射線検出器103を連続回転させる撮影につき、特有の効果を奏する。

【0090】まず、1回転のスキャンによれば、上記データ処理を行うことにより、既に述べたように、1回転だけで得られた多方向からの2次元投影データから、スライス方向Aに広い対象領域について、スライス方向Aに時間差のない、一つのボリュームデータを求めることができる。そして、アキシャル断面AX以外でも、ある時刻（同一時刻）における断層像を観察することが可能となる。この場合の表示画像の形態は、上述したように、任意断面の断層像、任意方向の投影像及び三次元表面画像等から選択・設定することが可能である。

【0091】そして、連続回転スキャンによれば、複数回転で得られた多方向からの2次元投影データに対して、1回転の場合と同様の処理を繰り返して行う場合には、得られるボリュームデータが一つではなく複数となる。1回転毎に再構成する場合でも回転数と同じ数のセットが得られるし、再構成に使用するデータの範囲（システムの回転角度の範囲）を少しずつズラしていくことにより、時間的に少しずつ異なる、より多くのボリュームデータが得られる。

【0092】なお、この連続回転スキャンの場合における表示画像の形態については、1回転の場合と同様、オペレータの設定に応じて、任意断面の断層像、任意方向からの投影像、3次元表面画像等の中から選択可能である。

【0093】また、上記時間的に少しずつ異なるボリュームデータから、設定された表示形態での時間的に少しずつ異なる画像を生成し、これを順番に表示することによれば、オペレータは、当該画像を、図17に示すように、動画としてリアルタイムに観察することが可能とな

る。つまり、連続スキャンと並行して画像を動画として表示することが可能となる。

【0094】なお以下では、この連続回転スキャンの場合におけるデータ処理につき、少々説明を加えておく。ただし、以下では、1つの3次元画像データを再構成するのに必要な投影データの角度範囲を、360°として説明するが、既に述べたように、該角度範囲を、360°ではない角度、例えば180°+ビュー角としてもよい。

【0095】まず、被検体の周囲をX線管101が、放射線検出器103と共に高速に連続回転する。1回転あたりに要する時間は、 $t_0$ （上記例では、1秒）である。次々と収集される投影データはほぼ実時間で前処理を受ける。そして、再構成装置114では、前処理された360°分の投影データに基づいて、ボリュームデータ“I”を再構成する。そして、再構成されたボリュームデータIに基づいて、データ処理装置113で、任意断面の断層像、任意方向からの投影像、3次元表面画像等の画像データ“DI”が生成される。この画像データ“DI”は、表示装置116に表示される。

【0096】上記したような動画表示をする場合には、1回目のスキャンからn回目のスキャンまでのそれぞれのスキャンについて、該スキャンから画像表示までの一連の処理を並行して行い（例えば、1回目のスキャンに基づく再構成処理に並行して、2回目のスキャンを実施等）、これにより連続して得られる2次元投影データに基づき画像を次々と再構成し、それを次々と表示することになる。

【0097】このため再構成装置114は、2次元投影データの収集オペレーション（スキャン）と並行して、所定角度範囲（ここでは360°）分の投影データを収集するのに要する時間 $t_0$ より短時間で、ボリュームデータIを再構成するために必要な処理能力を備えている。また、データ処理装置113は、ボリュームデータIの再構成時間よりも短時間で、ボリュームデータIから画像データDIを発生するために必要な処理能力を備えている。さらに、表示装置116は、画像データDIを、その画像データDIの起源の投影データの収集オペレーションの期間の起点Ts又は終点Teから、一定時間後に表示開始するために必要なカウンタ及びメモリ等を装備している。

【0098】ところで、いま述べた点に関しては、放射線検出器103周りの信号処理能力も、当然に高いことが要求されることになる。この点、本実施形態における放射線検出器103によれば、既に述べたように、「迅速」な信号処理が可能であるから、上記したような動画表示を円滑に実行することに大きく貢献する。しかも、それは広範囲で高分解能を維持しつつ達成することが可能なのである。

【0099】なお、上記実施形態においては、再構成、

断面変換などのデータ処理及び表示オペレーションは、X線CT装置100内で行われるとしたが（そのような形態が一般的である）、本発明においてはこれに代え、これらデータ処理等を、図1に外部の画像処理装置200において実行するようにしてもよい。また、このような外部の画像処理装置200を使用する場合、X線CT装置100から、画像処理装置200に送られるデータは、再構成前でも、再構成後でも、データ処理後の表示直前でも、いずれの状態でも上記した実施形態の効果を妨げるものではない。

【0100】また、上記では、任意断面の断層像、任意方向の投影像及び3次元表面画像等の表示が可能としていたが、本発明はこれに加え、これらメインの各種画像表示と一緒に、ROIのCT値や心電図など、時間的に変化する情報を、グラフで表示し、グラフ上に表示中のメイン画像の時刻も表示する構成としてもよい。

【0101】さらに本実施形態は種々変形して実施することが可能である。例えば、上述した実施形態をX線管101が被検体の周囲を螺旋状の軌跡を描くように架台及び寝台の少なくとも一方をスキャン中に移動させるヘリカルスキャンに適用しても良い。この時、データ収集に用いる検出素子列、ヘリカルピッチ、スキャン範囲、スキャン時間、管電流の少なくともいずれかを含む撮影条件を最適値に設定すれば、等方位性のボクセルデータから成るボリュームデータを得ることができる。尚、このisotropicを実現するにあたっては、検出幅の狭い第1の検出素子列だけを使用してデータ収集を行うことが、高分解能という観点から望ましい。例えば、撮影条件は、撮影領域頭部18cmφ、0.5mm検出素子列×4列、ヘリカルピッチ3、スキャン範囲60mm、スキャン時間20秒、150mA s、再構成ピッチ0.3mmのように設定する。

【0102】なお、検出素子の配列及び検出器の構造は、第1～第6実施形態のいずれか又は任意に組み合わせたものである。

【0103】（第8実施形態）図18は、第8実施形態に係るX線CT装置の概略構成を示している。図18において、X線CT装置2010は、被検体の投影データの収集を行うガントリー2011と、収集された投影データに基づいて画像再構成処理や再構成画像表示などを行うデータ処理システム部とから構成されている。

【0104】ガントリー2011は、X線管球2014、スリット2016、被検体載置用の寝台2018、被検体を挿入して診断を行うための診断用開口部、ガントリー駆動部2038、放射線検出システム2020を有している。

【0105】X線管球2014は、X線を発生する真空管であり、後述する高電圧発生装置2012で発生された高電圧により電子を加速させ、ターゲットに衝突させることでX線を発生させる。

【0106】スリット2016は、ガントリー2012内のX線管球2014と被検体の間に設けられ、X線管球2014のX線焦点から照射されたコーン状のX線ビームを整形し、所要の立体角のX線ビームを形成する。

【0107】寝台2018は、寝台駆動部の駆動により被検体の体軸方向に沿ってスライス可能になっている。

【0108】ガントリー駆動部2038は、診断用開口内に挿入された被検体の体軸方向に平行な中心軸のまわりに、X線管球2014と放射線検出システム2020とを一体で回転させる等の駆動制御を行う。

【0109】放射線検出システム2020は、放射線検出器2025とデータ収集装置（以下、DAS）2030とから成るシステムである。放射線検出器2025は、配列された複数個の検出器モジュールから構成される。なお、本実施形態に係る放射線検出システム2020は、従来の検出器チャンネル方向解像度が約0.5～1mmであることより、スライス軸方向に関してもチャンネル方向と同等の解像度を有すれば十分とし、0.5mmスライスを最小撮影スライス厚として説明する。また、DAS2030は、複数のDASチップから構成され、放射線検出器2025から送られたX線透過データに対して増幅処理、A/D変換処理、所定のスライス厚に束ねるための制御を行い、データ処理装置2032に送り出す。なお、DASチップは、DAM-ASSYと呼ばれることもある。

【0110】さらに、本実施形態に係る放射線検出システム2020は、ノイズを大幅に低減させるために、後述する特徴を有している。

【0111】データ処理システム部は、高電圧発生装置2012、データ処理装置2032、記憶装置2034、ホストコントローラ2036、入力装置2040、再構成装置2042、表示装置2044、を有している。

【0112】高電圧発生装置2012は、X線管球2014に高電圧を供給する装置であり、高電圧変圧器、フィラメント加熱変換器、整流器、高電圧切替器等から成る。この高電圧発生装置2012によるX線管球2014への高電圧供給は、例えば、接触式のスリップリング機構により行われる。

【0113】ホストコントローラ2036は、CPUを有するコンピュータ回路を搭載しており、高電圧発生装置2012に接続されるとともに、バスを介してガントリー2011内の図示しない寝台駆動部、ガントリー駆動部2038、放射線検出システム2020にそれぞれ接続されている。また、ホストコントローラ2036、データ処理装置2032、記憶装置2034、再構成装置2042、表示装置2044、及び入力装置2040は、それぞれバスを介して相互接続され、当該バスを通じて互いに高速に画像データや制御データ等の受け渡しを行なうことができるように構成されている。

【0114】ホストコントローラ2036は、例えば以下に述べるような制御を実行して、X線透過データ（投影データ）の収集処理を行う。すなわち、ホストコントローラ2036は、オペレータから入力装置2040を介して入力されたスライス厚等のスキャン条件を内部メモリに格納し、この格納されたスキャン条件（あるいは、マニュアルモードにおいてオペレータから直接設定されたスキャン条件）に基づいて高電圧発生装置2012、寝台駆動部、ガントリー駆動部2038、及び寝台2018の体軸方向への送り量、送り速度、ガントリー2011（X線管球2014及び放射線検出システム2020）の回転速度、回転ピッチ、及びX線の曝射タイミング等を制御しながら、当該高電圧発生装置2012、寝台駆動部、ガントリー駆動部2038を駆動させる。すると、被検体の所望の撮影領域に対して多方向からコーン状のX線ビームが照射され、被検体の撮影領域を透過した透過X線を、放射線検出システム2020の各検出素子を介してX線透過データとして検出することができる。

【0115】同時に、ホストコントローラ2036は、内部メモリに記憶されたスキャン条件（あるいは、マニュアルモードのスキャン条件）に基づいて、放射線検出システム2020のスイッチング素子のオン/オフを制御する。ホストコントローラ2036は、放射線検出システム2020が有する各検出素子（フォトダイオード）とDASとの接続状態を切り換え、各検出素子で検出されたX線透過データを所定の単位で束ねる。そして、スキャン条件に対応した複数スライスのX線透過データとしてDASに送り出し、所定の処理を実行する。

【0116】データ処理装置2032は、例えばCPUなどを有するコンピュータ回路を搭載しており、放射線検出システム2020の各DASチップにより収集された、例えば16スライス分の投影データを保持する。そして、データ処理装置2032は、上述したガントリー2011の回転による多方向から得られた同一スライスのすべての投影データを加算する処理や、その加算処理により得られた多方向データに対して必要に応じて補間処理、補正処理などを施すようになっている。

【0117】記憶装置2034は、データ処理装置2032におけるデータ処理に必要なデータ等を記憶する。

【0118】再構成装置2042は、データ処理装置2032によりデータ処理されて得られた投影データをフールドカンパ再構成法に従って再構成処理して、16スライス分の再構成画像データを生成する。

【0119】表示装置2044は再構成装置2036により生成された再構成画像データを表示する。

【0120】入力装置2040は、キーボードや各種スイッチ、マウス等を備え、オペレータを介してスライス厚やスライス数等の各種スキャン条件を入力可能な装置である。

【0121】再構成装置2042は、生成した再構成画像データを記憶可能な大容量の補助記憶装置を有している。

【0122】次に、本実施形態に係る放射線検出システム2020について詳しく説明する。

【0123】放射線検出システム2020の検出器モジュール各々は、1つの検出器ブロックと1つのDASブロックとから構成される。すなわち、一の検出器ブロックと一のDASブロックとで検出器モジュールを構成し、当該検出器モジュールをチャンネル方向に配列することで、放射線検出器1020が構成されている。以下、各構成要素の順に説明する。

【0124】（検出器モジュール及び放射線検出器）図20（a）は、検出器ブロック2200の上面図を示している。検出器ブロック2200は、シンチレータによってX線から変換された光を複数のフォトダイオードによって電気信号に変換して出力するフォトダイオードチップ2201、収集されたX線透過データを所定の単位で束ねてDASチップに送り出すCMOS（Complementary MOS）の群からなるスイッチングチップ2202とが、リジッドな多層配線板2220上に実装されてなる。多層配線板2220の裏面には、スイッチングチップ2202に電気的に接続されたコネクタが取り付けられている。

【0125】図19は、フォトダイオードチップ2201の展開図を示している。同図に示すようにフォトダイオードチップ2201は、複数のフォトダイオード2001、2002を有している。一方のフォトダイオード2002は、チャンネル方向に関して1mm、スライス方向に関して1mmの略正方形の有感域を有している。他方のフォトダイオード2001は、チャンネル方向に関してはフォトダイオード2002のそれと同じ1mm、スライス方向に関してはフォトダイオード2002のその1/2の0.5mmの有感域を有している。

【0126】0.5mm幅のフォトダイオード2001は、スライス方向に関して、16個配列される。チャンネル方向に関しては、48個配列される。1mm幅のフォトダイオード2002は、スライス方向に関して、0.5mm幅のフォトダイオード2001の両側それぞれに12個ずつ配列される。チャンネル方向に関しては、同様に、48個配列される。

【0127】（DASブロック及びデータ収集装置）図20（b）は、DASブロック2300の上面図を示している。DASブロック2300は、リジッドなプリント配線板2301を有する。プリント配線板2301の表面には、検出器ブロック2200の裏面に形成されたコネクタと着脱可能なコネクタ2302が形成される。また、プリント配線板2301には、複数のDASチップ2303が実装される。

【0128】（検出器モジュール及び放射線検出器）次

に、検出器モジュール2022について、説明する。

【0129】図20(c)は、検出器モジュール2022の上面図を示している。図20(c)に示すように、検出器モジュール2022は、一の検出器ブロック2200と一のDASブロック2300とから構成されている。検出器ブロック2200とDASブロック2300間の固定・電氣的接続は、コネクタ2302によってなされる。DASブロック2300は、コネクタ2302接続された検出器ブロック2200によって検出されるX線画像データの収集処理を行う。従って、検出器モジュール2022一つで、独立したデータ検出・データ収集を行うシステムとなっている。放射線検出システム2020は、図20(c)に示す検出器モジュール2022をチャンネル方向に沿って複数配列することにより構成される。

【0130】連結した検出器ブロック2200とDASブロック2300との一方が故障した場合、両者を分離して、正常なブロックに差し替えることができる。

【0131】図21(a)には、検出器モジュール2022の断面図を示している。検出器モジュール2022は、検出器ブロック2200とDASブロック2300との間を、リジッドなプリント配線板2210で中継する。中継基板2210の表面に検出器ブロック2200がコネクタ2214を介して実装され、裏面のX線照射領域外にDASブロック2300がコネクタ2302を介して実装される。また、図21(b)に示すように、DASブロック2300は、中継基板2210の表面のX線照射領域外に実装されてもよい。

【0132】この様に、DASブロック2300をX線通過領域外に配置することで、X線の電離効果によるDAS誤動作を防ぐことができる。

【0133】図22は、DASブロック2300を中継基板2210の両面に設けた検出器モジュール2022の断面図を示している。なお、図22に示した検出器モジュール2022は、ブロック間のアライメントや安定性のために、複数の検出器ブロック2200を配列するためのサポート2212、DASチップ2303からの熱を放熱するための放熱フィン/ピン2320、当該放熱フィン/ピン2320とDASチップ2303とを接続するための熱伝導性ゴム2322、データ収集装置2030を冷却するためのファン2324を有している。

【0134】図23(a)、図23(b)は検出器モジュール2022の横断面図である。検出器モジュール2022は、検出器ブロック2200、DASブロック2300、セラミック又はガラス樹脂正のリジッドな中継基板2210を積層してなる。さらに、検出器ブロック2200は、シンチレータ2201、フォトダイオードチップ2204、スイッチングチップ2202を積層してなる。なお、DASブロック2300は、所定数のDASチップ2303を樹脂で封止したものである。ま

た、シンチレータ2201と、フォトダイオードチップ2204とは、樹脂2206にて封止されている。

【0135】この検出器モジュール2022によれば、DASブロック2300、中継基板2210、検出器ブロック2200を積層した構成であるから、装置の小型化を図ることが可能である。なお、当該例においては、DASブロック2300はX線通過領域に存在する構成となる。従って、各DASチップ2303のX線入射側に鉛を設けると、なお好ましい。

【0136】また、検出器モジュール2022は、DASブロック2300をX線照射領域外に配置しているので、X線の電離効果により誤動作を防止することが可能である。

【0137】当然ながら、検出器ブロック2200とDASブロック2300との想定位置に限定はない。例えば、図24(a)に示すように、検出器ブロック2200を中継基板2210の中央部に配置し、図24(b)に示すようにDASブロック2300を中継基板2210の辺縁に配置する構成であってもよい。

【0138】本実施形態では以下の効果が奏される。

【0139】第1に、リジッドな基板に、検出器ブロック2200とDASブロック2300とを共通に実装したので、スキャン時の回転によるフレキシブルPC板の振動やコネクタの外れ、フレキシブルPC板のアンテナ効果等を原因とするノイズの発生を防止することができる。また、フレキシブルPC板を使用しないから、ノイズ低減のためのシールドを設置しやすい。その結果、従来と比して大幅なノイズ低減を実現することができる。

【0140】第2に、コネクタ接続によって検出器ブロックとDASブロックとが接続されているから、装置間の接続に必要な空間が小さくて済み装置を小型化することができる。また、コネクタ接続によれば装置の接続、取り外しが容易であるから、パンプ接続と比較して装置の交換等を簡易に行うことが可能である。

【0141】第3に、検出器モジュールとDASブロックとを1対1に対応させた構成であるから、例えば一部のみの装置交換等を容易に行うことが可能である。従って、データ収集装置全体の交換を必要とせず、ランニングコストを低くすることが可能である。

【0142】(第9実施形態)図25は、第9実施形態に係るX線CT装置の構成を示している。X線CT装置3010は、被検体の投影データの収集を行うガントリー3012と、収集された投影データに基づいて画像再構成処理や再構成画像表示などを行うシステム部3014とから構成されている。

【0143】ガントリー3012は、X線管球3020、スリット3022、被検体載置用の寝台3024、被検体を挿入して診断を行うための診断用開口部、ガントリー駆動部3026、放射線検出器3028を有して

10

20

30

40

50

【0144】X線管球3020は、X線を発生する真空管であり、後述する高電圧発生装置3030で発生された高電圧により電子を加速させ、ターゲットに衝突させることでX線を発生させる。

【0145】スリット3022は、ガントリー3012内のX線管球3020と被検体の間に設けられ、X線管球3020のX線焦点から照射されたコーン状のX線ビームを整形し、所要の立体角のX線ビームを形成する。

【0146】寝台3024は、図示しない寝台駆動部の駆動により被検体の体軸方向に沿ってスライス可能になっている。

【0147】ガントリー駆動部3026は、図示しない診断用開口内に挿入された被検体の体軸方向に平行な中心軸のまわりに、X線管球3020と放射線検出器3028とを一体で回転させる等の駆動制御を行う。

【0148】放射線検出器3028は、検出器モジュールを複数個チャンネル方向に配列してなる。

【0149】システム部3014は、高電圧発生装置3030、ホストコントローラ3031、データ処理装置3032、記憶装置3034、再構成装置3036、表示装置3038、入力装置3040、補助記憶装置3042を有している。

【0150】高電圧発生装置3030は、X線管球3020に高電圧を供給する装置であり、高電圧変圧器、フィラメント加熱変換器、整流器、高電圧切替器等から成る。この高電圧発生装置3030によるX線管球3020への高電圧印加は、例えば、接触式のスリップリング機構により行われる。

【0151】ホストコントローラ3031は、CPUを有するコンピュータ回路を搭載しており、高電圧発生装置3030に接続されるとともに、バスBを介してガントリー3012内の図示しない寝台駆動部、ガントリー駆動部3026、放射線検出器3028にそれぞれ接続されている。また、ホストコントローラ3031、データ処理装置3032、記憶装置3034、再構成装置3036、表示装置3038、入力装置3040、及び補助記憶装置3042は、それぞれバスBを介して相互接続され、当該バスBを通じて互いに高速に画像データや制御データ等の受け渡しを行なうことができるように構成されている。

【0152】このホストコントローラ3031は、例えば以下に述べるような制御を実行して、X線透過データ（投影データ）の収集処理を行う。すなわち、ホストコントローラ3031は、オペレータ3000から入力装置3040を介して入力されたスライス厚等のスキャン条件を内部メモリに格納し、この格納されたスキャン条件（あるいは、マニュアルモードにおいてオペレータ3000から直接設定されたスキャン条件）に基づいて高電圧発生装置3030、図示しない寝台駆動部、ガントリー駆動部3026、及び寝台3024の体軸方向への

送り量、送り速度、ガントリー3012（X線管球3020及び放射線検出器3028）の回転速度、回転ピッチ、及びX線の照射タイミング等を制御しながら、当該高電圧発生装置3030、図示しない寝台駆動部、ガントリー駆動部3026を駆動させる。すると、被検体Pの所望の撮影領域に対して多方向からコーン状のX線ビームが照射され、被検体の撮影領域を透過した透過X線を、放射線検出器3028の各検出素子を介してX線透過データとして検出することができる。

【0153】同時に、ホストコントローラ3025は、内部メモリに記憶されたスキャン条件（あるいは、マニュアルモードのスキャン条件）に基づいて、放射線検出器3028のスイッチ群の各スイッチ切り換え制御を行う。ホストコントローラ3025は、放射線検出器3028が有する各検出素子（フォトダイオード）とDASとの接続状態を切り換え、各検出素子で検出されたX線透過データを所定の単位で束ねる。そして、スキャン条件に対応した複数スライスのX線透過データとしてデータ収集素子に送り出し、所定の処理を実行する。

【0154】データ処理装置3032は、例えばCPUなどを有するコンピュータ回路を搭載しており、放射線検出器3028の各データ収集素子により収集された32スライス分の投影データを保持する。そして、データ処理装置3032は、上述したガントリー3012の回転による多方向から得られた同一スライスのすべての投影データを加算する処理や、その加算処理により得られた多方向データに対して必要に応じて補間処理、補正処理などを施すようになっている。

【0155】記憶装置3034は、データ処理装置3032におけるデータ処理に必要なデータ等を記憶する。

【0156】再構成装置3036は、データ処理装置3032によりデータ処理されて得られた投影データをフールドカンブ再構成法に従って再構成処理して、8スライス分の再構成画像データを生成する。

【0157】表示装置3038は再構成装置3036により生成された再構成画像データを表示する。

【0158】入力装置40は、キーボードや各種スイッチ、マウス等を備え、オペレータを介してスライス厚やスライス数等の各種スキャン条件を入力可能な装置である。

【0159】補助記憶装置3042は、再構成装置3036により生成された再構成画像データを記憶可能な大容量の記憶領域を有する装置である。

【0160】図26(a)は、検出器モジュール3280の断面図である。シンチレータ3281の裏面に、フォトダイオードチップ3283が配置され、接着剤3282により貼り付けられる。フォトダイオードチップ3283の裏面に、スイッチングチップ3285がバンブ接続される。スイッチングチップ3285は、リジッドな多層配線板3287の表面に実装される。スイッチン

グチップ3285と、リジッドな多層配線板3287との間は、ハンダバンプにより電氣的に接続される。フォトダイオードチップ3283、スイッチングチップ3285、多層配線板3287の積層構造は、樹脂3284により封止されている。

【0161】リジッドな多層配線板3287の裏面には、DASチップ3289が実装される。多層配線板3287と、DASチップ3289との間は、ブリップチップにより電氣的に接続される。

【0162】図27は、フォトダイオードチップ3283の展開図である。フォトダイオードチップ3283は、複数のフォトダイオード3001、3002を有している。一方のフォトダイオード3002は、チャンネル方向に関して1mm、スライス方向に関して1mmの略正方形の有感域を有している。他方のフォトダイオード3001は、チャンネル方向に関してはフォトダイオード3002のそれと同じ1mm、スライス方向に関してはフォトダイオード3002のその1/2の0.5mmの有感域を有している。

【0163】0.5mm幅のフォトダイオード3001は、スライス方向に関して、32個配列される。チャンネル方向に関しては、48個配列される。1mm幅のフォトダイオード3002は、スライス方向に関して、0.5mm幅のフォトダイオード3001の両側それぞれに8個ずつ配列される。チャンネル方向に関しては、同様に、48個配列される。

【0164】シンチレータ3281は、フォトダイオード3001、3002の配列と同じパターンで配列された0.5mm幅のシンチレータ素子と1mm幅のシンチレータ素子とからなる。隣り合うシンチレータ素子の間には、クロストーク防止のために鉛製セパレータがはめ込まれている。

【0165】また、各シンチレータ素子は箱型(6面体)であり、そのX線入射面、スライス厚方向端面には図示しない光反射剤が層状に設けられている。そして、各シンチレータ素子の蛍光出力面(X線入射面と対向する面)側には、フォトダイオードが、例えば接着剤3282などの接合部材を介して蛍光を受光するように接合されている。

【0166】図26(a)に戻る。フォトダイオードチップ3283は、シンチレータ素子と同数のフォトダイオードから構成されている。各フォトダイオードと各シンチレータ素子とは光学的に1体1に対応するように接続されている。フォトダイオードは、アクティブエリア(有感域)を有し、当該アクティブエリアで受光した光を電気信号に変換する。

【0167】スイッチングチップ3285は、複数のCMOS(Complementary MOS)型のトランジスタを有する。複数のトランジスタは、複数のフォトダイオードに接続される。フォトダイオードで発生

した電気信号は、それぞれ対応するトランジスタを介してDASチップ3289に供給される。

【0168】多層配線板3287は、ビアホールを備えた複数の薄膜プリント配線からなる。薄膜プリント配線の少なくとも1枚は、X線シールド機能を備えている。

【0169】DASチップ3289は、スイッチングチップ3285を経由して送られた電気信号に対して、増幅処理、A/D変換処理を行う。

【0170】多層配線板3287を構成する複数の薄膜プリント配線の少なくとも1枚に、X線シールド機能を与える代わりに、図26(b)に示すように、DASチップ3289を、X線照射領域の外側、つまり多層配線板3287の辺縁に配置するようにしてもよい。さらに、DASチップ3289の上方には、鉛製の遮蔽板3271が配置されている。鉛板3271は、検出器モジュール3280をシールドハウジング内に固定するためのサポート3270に取り付けられている。

【0171】また、遮蔽板3271は、図26(c)に示すように、多層配線板3287とDASチップ3289との間に配置しても良い。この場合には、多層配線板3287とDASチップ3289との間の電氣的な接続は、ブアリップチップ接続ではなく、ワイヤボンディングにより行われる。

【0172】また、図26(d)に示すように、隣り合うシンチレータ素子の間に鉛、モリブデンなどから成るセパレータ3273をはめ込んでいる場合には、X線はシンチレータ3281をほとんど透過しないので、DASチップ3289は、X線照射領域の内側に配置しても良いかもしれない。

【0173】この様な構成によれば、DASチップ3289へのX線入射を防止することができ、耐X線性が良くない部品への影響を防ぐことができる。特に、図26(c)、26(d)に示したように、多層配線板3287とDASチップ3289とで鉛を挟む構造や、非X線透過型のセパレータを採用する構成にすれば、DASチップ3289の配置の制約がなくなるため容易に放射線検出器を製造することができる。

【0174】なお、検出器モジュール3280の製造に際しては、多層配線板3287にDASチップ3289、スイッチングチップ3285を半田リフローにより250℃で接続する。その後の工程で、スイッチングチップ3285上にフォトダイオードチップ3283を比較的低い温度の120乃至150℃で接続する。この手順により、フォトダイオードチップ3283の表面がはんだ雰囲気さらされてしまい、汚れてしまう不具合を回避できる。

【0175】上述した接続工程においては、スイッチングチップ3285及びDASチップ3289で発生する動作熱を用いてもよい。この発熱量は、放射線検出器3028全体で約100乃至200W程度になり、該接続

に必要な熱量を十分確保できるからである。従って、従来のようにヒータを用いる必要がなく、接続の為に大がかりな設備を必要としない。

【0176】次に、スライス厚を変更するためのスイッチングチップ3285のトランジスタのオン/オフ制御について説明する。

【0177】図28に示すように、0.5mm厚のスライスを32枚得るためには、中央に配列された32個の0.5mm幅のフォトダイオード3001に接続された32個のトランジスタをシリアルにオンする。これにより32個のフォトダイオード3001で検出した電気信号は、個別にDASチップ3289に供給される。他のフォトダイオード3002で発生した電荷は、グラウンドにリークされる。

【0178】また、図29に示すように、1mm厚のスライスを32枚得るためには、隣り合うペアのフォトダイオード3001に対応する2個のトランジスタを同時にオンすることにより、実現され得る。つまり、1mm幅のフォトダイオード3002に接続された16個のトランジスタと、ペアのフォトダイオード3001に接続された16組のトランジスタとをシリアルにオンする。

【0179】図30(a)に示すように、フォトダイオードチップ3283のシリコン基板3285の表面に形成されたフォトダイオード3294に、同じく表面に形成されたA1配線3292を接続し、このA1配線3292を、シリコン基板3285を貫通する貫通配線3299を介して裏面に引き出し、その先端にパンプ3230を形成する。貫通配線3299を使うことで、フォトダイオードチップ3283の裏面に配線を引き出すことが可能となる。

【0180】図30(b)に示すように、フォトダイオード3284の直下に貫通配線3299を形成するようにしても良い。また、図30(c)に示すように、フォトダイオードチップ3283とスイッチングチップ3285とを埋め込み配線により、マイクロパンプ接続するようにしてもよい。

【0181】なお、フォトダイオードチップ3283とスイッチングチップ3285とを多層配線板により接続しても良い。

【0182】次に、上記のように構成した検出器モジュール3280の作用を説明する。

【0183】従来では、検出器とデータ収集装置とは別体であるから、フォトダイオードからの出力信号をデータ収集装置3085までフレキシブルPC板によってアナログ信号を伝達していた。この構造は、長いフレキシブルPC板を必要とする。従って、スキャン時の回転による振動に弱く、コネクタがフレキシブルPC板にひっぱられて外れたり、ノイズが大きくなる等の原因になっている。検出素子の増設は、フレキシブルPC板の増設を招くことになり、さらなるノイズ発生を招くことにな

る。

【0184】これに対し、検出器モジュール3280は、シンチレータ3281、フォトダイオードチップ3283、スイッチングチップ3285、DASチップ3289とをリジッドな多層配線板3287に共通して実装している。従って、コネクタ、長いフレキシブルPC板による信号取り出しを必要としない。

【0185】また、検出器モジュール3280から取り出され、システム部3014に送り出される信号は、デジタル信号となっている。従って、スキャン時の回転による振動やフレキシブルPC板のアンテナ効果によるノイズ発生、コネクタの外れ等の不具合は発生しない。その結果、ノイズ発生等を防止することができ、画像の質を向上させることができる。

【0186】また、素子の多数配置に伴って、検出器からの信号取り出し配線は多くなる。従来の検出器に使用されているコネクタ及びフレキシブルPC板による信号とり出しでは、装置がかなり大型なものとなってしまう。また、従来の検出器に使用されているスイッチチップは、フォトダイオードと同一面内に設置されている。従って、スイッチチップへ入力する信号の密度が高くなってしまい、フォトダイオードのアクティブエリアが狭くなってしまふ。その結果、被写体を通過したX線に対する感度は低くなってしまい、得られる画像はノイズなものとなってしまう。このノイズ発生は、検出素子が増えた場合、さらに顕著である。

【0187】これに対し、検出器モジュール3280は、シンチレータ3281、フォトダイオードチップ3283、スイッチングチップ3285、多層配線板3287、DASチップ3289を積層して一体化した構成となっているから、省スペース化を図ることができる。また、フォトダイオードチップ3283のフォトダイオードと、スイッチングチップ3285のトランジスタとは、パンプ接続により電氣的に接続されている。従って、積層構造において省スペースな電気配線を実現している。さらに、この積層とパンプ接続を有する構成は、フォトダイオードと同一面内に設置されたトランジスタへ多数の信号配線を入力させる従来の検出器と比して、信号密度を低くでき、フォトダイオードのアクティブエリアを広く確保できるものである。

【0188】以上の構成によれば、次のような効果を得ることができる。

【0189】(1) 装置を大型化せずに、単位時間により高精細(高解像度)かつ広範囲に画像を撮影可能とすることができる。また、X線に対する感度を向上させることができ、得られる画像の質を向上させることができる。

【0190】(2) 従来の検出器のように、フレキシブルPC板や、バックプレーン基板が不要になる。その結果、検出器ユニットとしての外形を小さくすることがで

きる。さらに、DASシャーシも不要となり、CT装置内部における省スペース化を実現できる。

【0191】(3) 従来の検出器には存在したフロントカバーの突き出しをなくすることができる。従って、ドーム開口が従来よりも広く感じられ、患者に対する威圧感を低減させることができる。また、操作者や医師の患者へのアクセス性を向上させることができる。

【0192】(3) 架台と寝台との干渉が少なくなり、チルト角度が深くとれるようになる。従って、患者が楽な姿勢のまま撮影を行うことができる。

【0193】(4) 本発明に係る検出器システムを従来の装置に適用した場合、従来より広いスライス厚の断層画像を得ることができる。

【0194】(5) 検出器ユニットの奥に実装されたユニットへのアクセス性を向上させることができる。

【0195】(6) 検出器ユニットの重量を軽くすることができる。その結果、撮影において当該検出器ユニットを回転させた場合、従来と比較して当該回転による架台のぶれ等の影響を少なくする事ができる。

【0196】(7) 従来の検出器と比較して使用される部品が少なくすみ、コストを低下させることができる。

【0197】(変形例) 本発明は、上述した実施形態に限定されるものではなく、実施段階ではその要旨を逸脱しない範囲で種々変形して実施することが可能である。さらに、上記実施形態には種々の段階が含まれており、開示される複数の構成要件における適宜な組み合わせにより種々の発明が抽出され得る。例えば、実施形態に示される全構成要件から幾つかの構成要件が削除されてもよい。

【0198】

【発明の効果】 本発明によれば、放射線検出器、放射線検出システム及びX線CT装置において、列数を増やすことができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】 本発明の第1実施形態による放射線検出器の斜視図。

【図2】 本発明の第1実施形態による放射線検出器の一列分の構成図。

【図3】 第2実施形態による放射線検出器の断面図。

【図4】 図3のフォトダイオードチップとリジッドプリント配線板との接続を示す断面図。

【図5】 第3実施形態による放射線検出器の断面図。

【図6】 図5の多層配線板の断面図。

【図7】 第4実施形態による放射線検出器の断面図。

【図8】 第5実施形態による放射線検出器の断面図。

【図9】 第6実施形態による放射線検出器の断面図。

【図10】 第7実施形態によるX線CT装置の構成図。

【図11】 図10の1つの検出器モジュールの平面図。

【図12】 図9に示すX線CT装置におけるデータ処理

の流れを示す図。

【図13】 第7実施形態において、スライス厚0.5mm×16スライスという条件にしたがって選択される複数のフォトダイオードを示す図。

【図14】 第7実施形態において、スライス厚1mm×16スライスという条件にしたがって選択される複数のフォトダイオードを示す図。

【図15】 第7実施形態において、スライス厚1mm×32スライスという条件にしたがって選択される複数のフォトダイオードを示す図。

【図16】 第7実施形態において、アキシャル断層像、サジタル断層像、コロナル断層像の表示例を示す図。

【図17】 第7実施形態において、動画の表示例を示す図。

【図18】 第8実施形態によるX線CT装置の構成図。

【図19】 図18の放射線検出器を構成する複数の検出器モジュールそれぞれの平面図。

【図20】 (a)は、図19の1つの検出器モジュールを構成する検出器ブロックの斜視図、(b)は、図19の1つの検出器モジュールを構成するDASブロックの斜視図、(c)は、図19の検出器モジュールの斜視図。

【図21】 (a)は、第8実施形態の検出器モジュールの断面図、(b)は、第8実施形態の他の検出器モジュールの断面図。

【図22】 図21(a)のDASブロックの断面図。

【図23】 (a)は、第8実施形態の検出器モジュールの断面図、(b)は、第8実施形態の他の検出器モジュールの断面図。

【図24】 (a)は、第8実施形態の検出器モジュールの表面図、(b)Bは、第8実施形態の検出器モジュールの背面図。

【図25】 第9実施形態のX線CT装置の構成図。

【図26】 (a)は、第9実施形態のX線検出器モジュールの断面図、(b)は、第9実施形態の他のX線検出器モジュールの断面図、(c)は、第9実施形態のさらに他のX線検出器モジュールの断面図、(d)Dは、第9実施形態のさらに他のX線検出器モジュールの断面図。

【図27】 第9実施形態のX線検出器モジュールの平面図。

【図28】 第9実施形態において、スライス厚0.5mm×32スライスという条件に対応する信号読出し制御を示す図。

【図29】 第9実施形態において、スライス厚1mm×32スライスという条件に対応する信号読出し制御を示す図。

【図30】 (a)は、第9実施形態において、スイッチングチップの概略断面図、(b)は、第9実施形態において、他のスイッチングチップの概略断面図、(c)

10

20

30

40

50

は、第9実施形態において、さらに他のスイッチングチップの概略断面図。

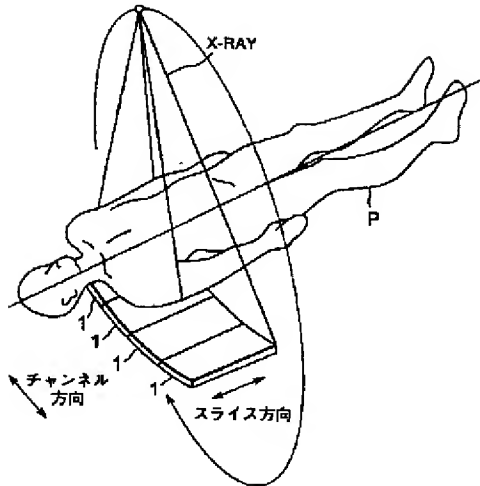
【符号の説明】

- 1…検出器モジュール、  
2…フォトダイオードチップ、  
3…フォトダイオード3、  
4…スイッチングチップ、

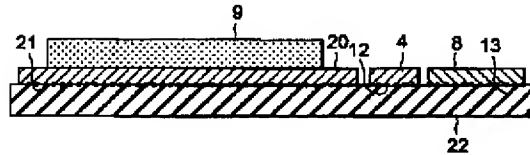
- \* 5…トランジスタ、  
7…信号読出し線、  
8…DASチップ、  
9…シンチレータ9、  
10…リジッドプリント配線板、  
14…A1配線。

\*

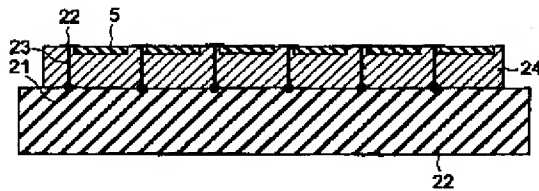
【図1】



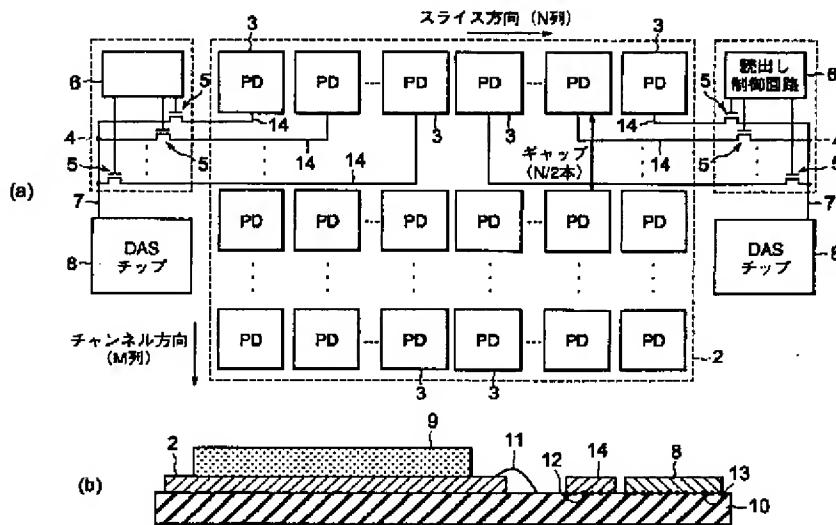
【図3】



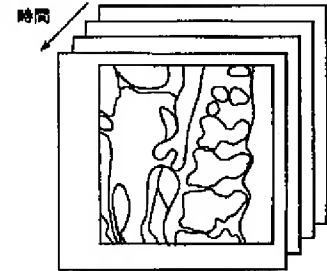
【図4】



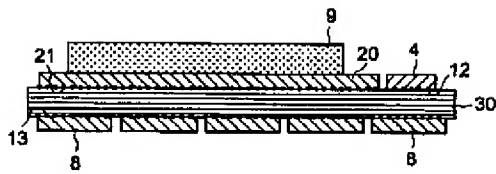
【図2】



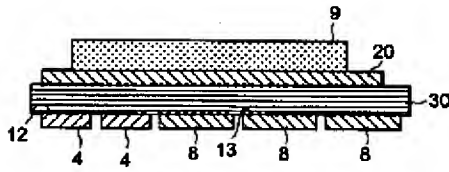
【図17】



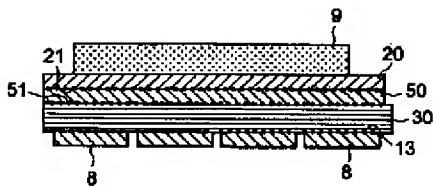
【図5】



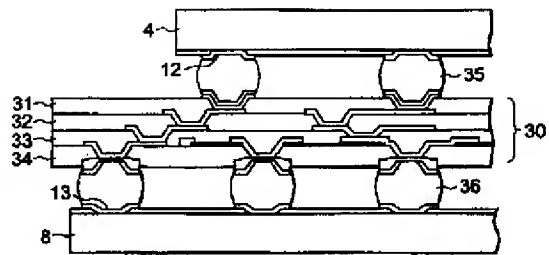
【図7】



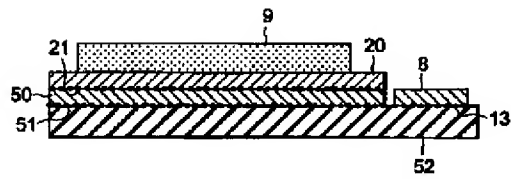
【図9】



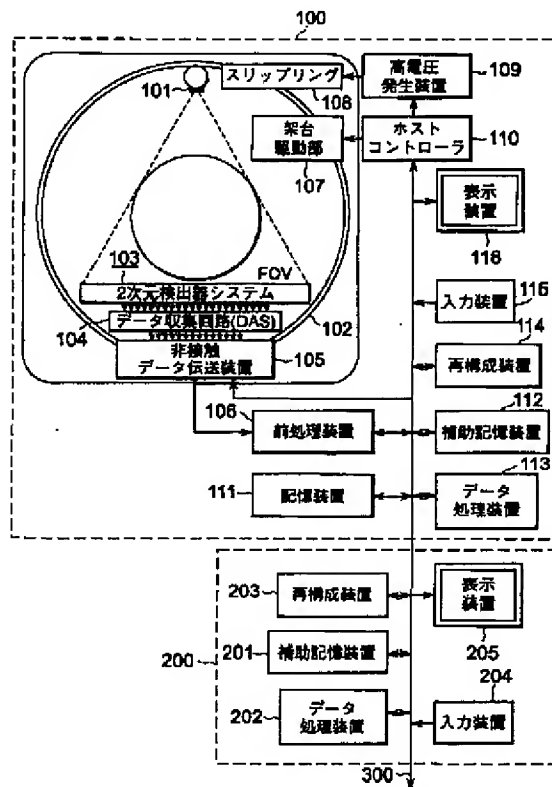
【図6】



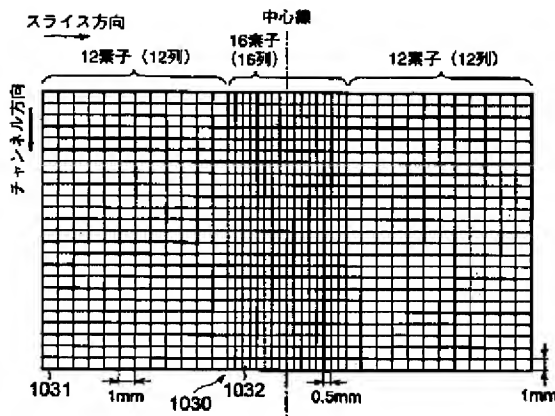
【図8】



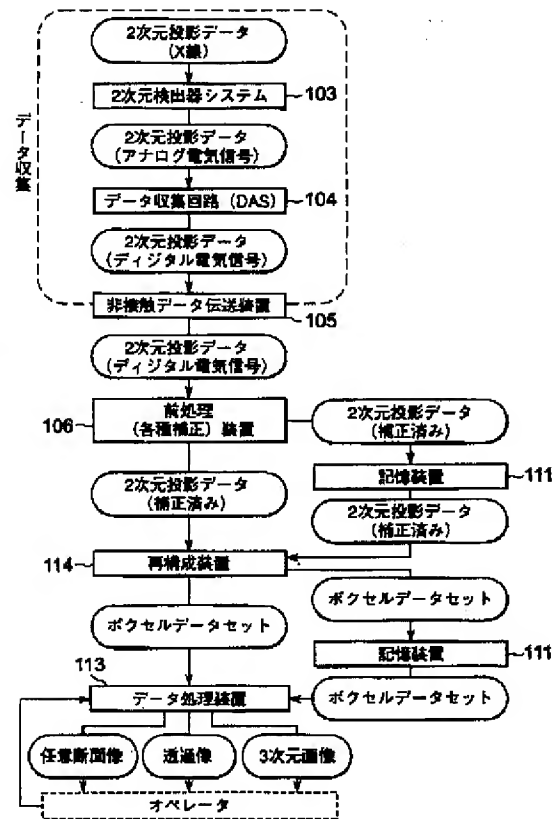
【図10】



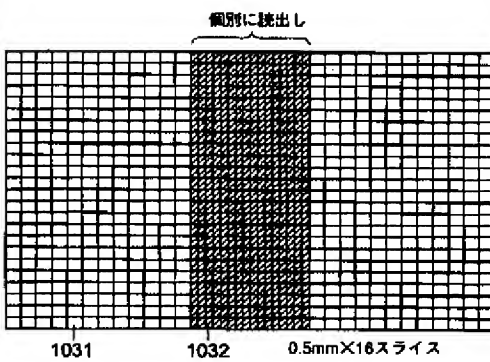
【図11】



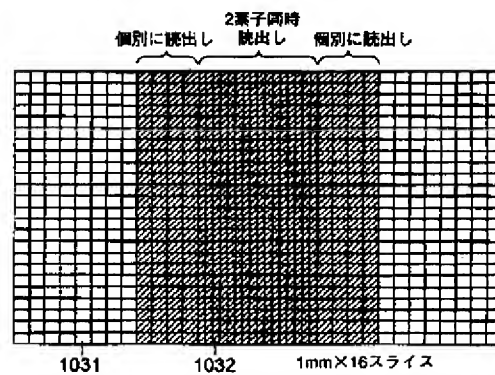
【図12】



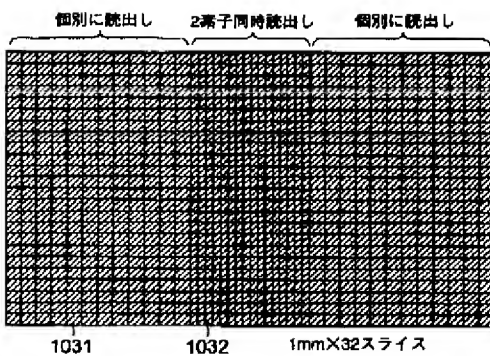
【図13】



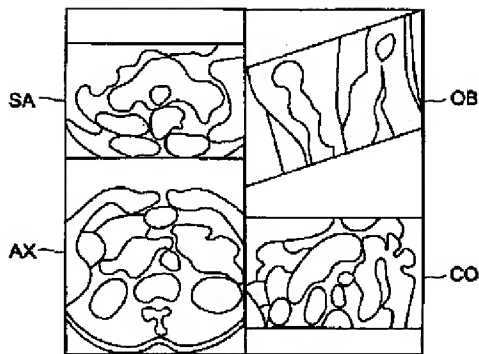
【図14】



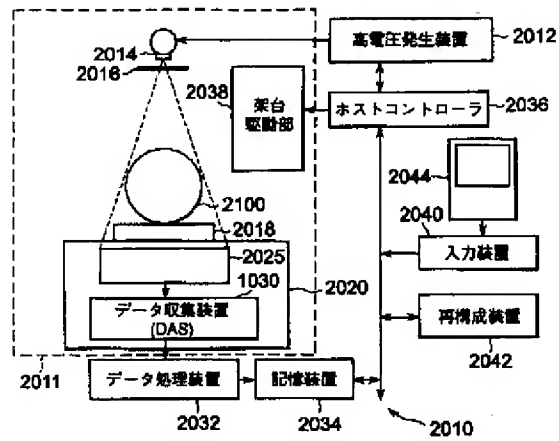
【図15】



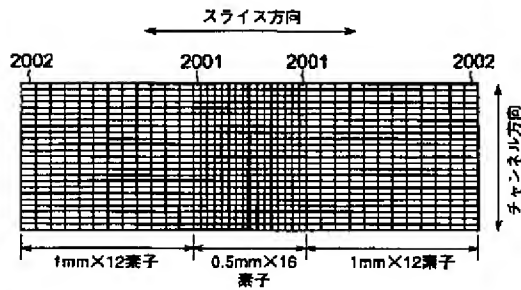
【図16】



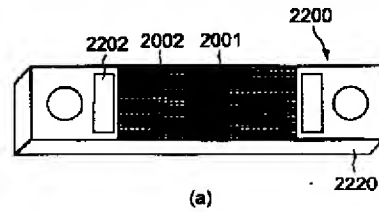
【図18】



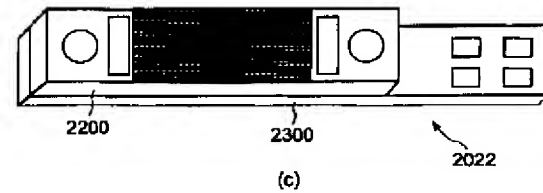
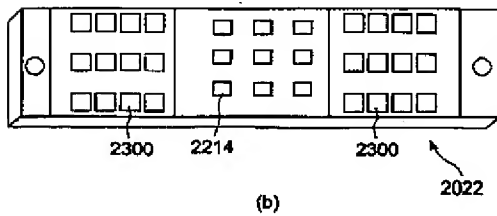
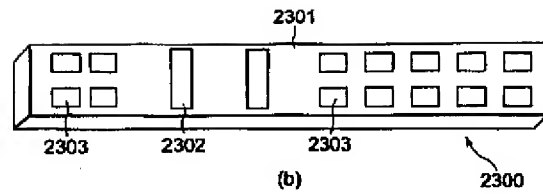
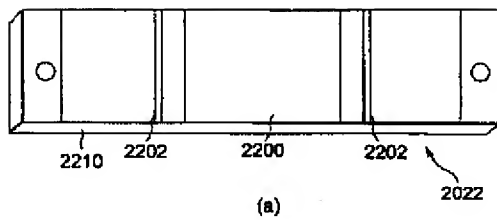
【図19】



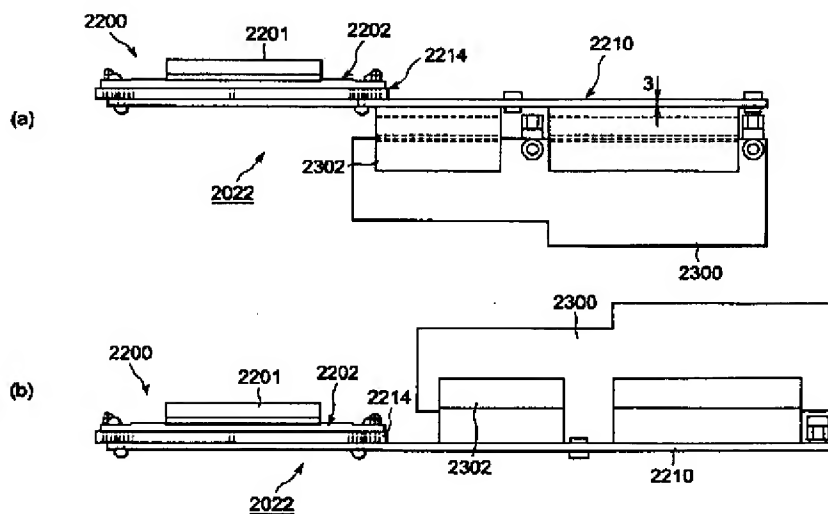
【図20】



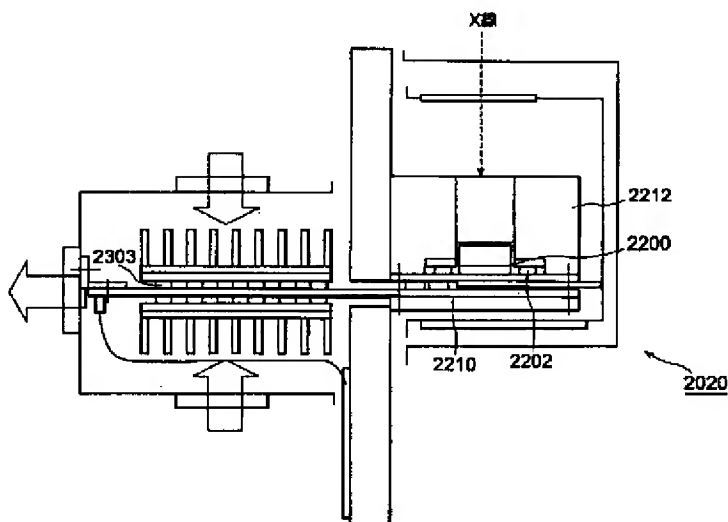
【図24】



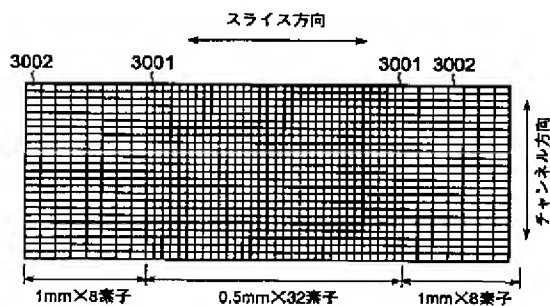
【図21】



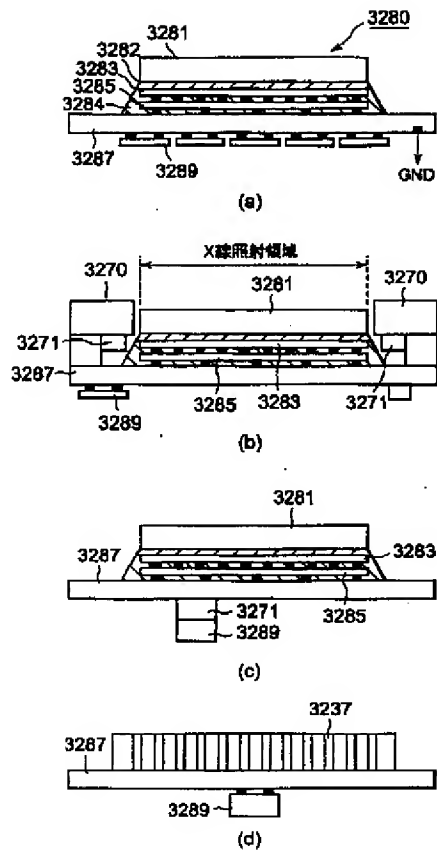
【図22】



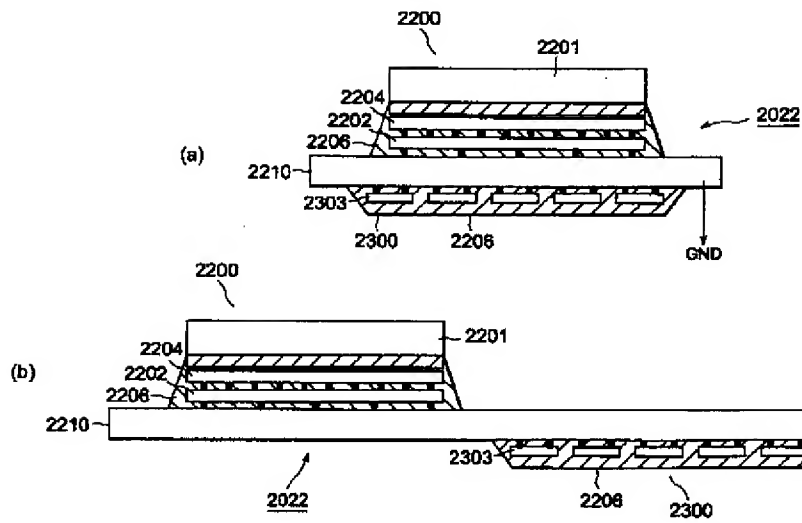
【図27】



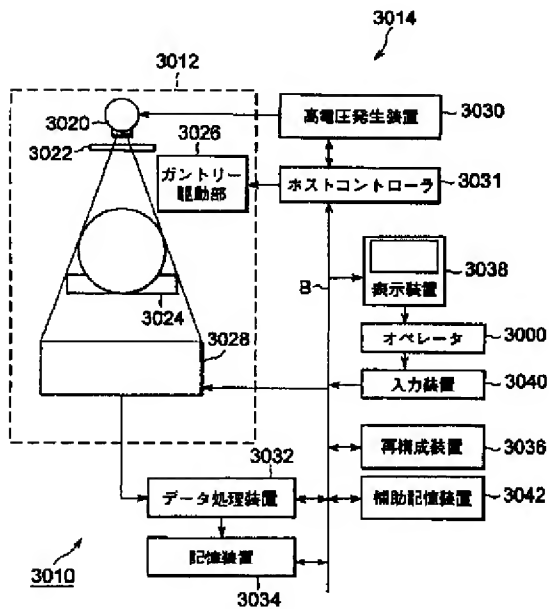
【図26】



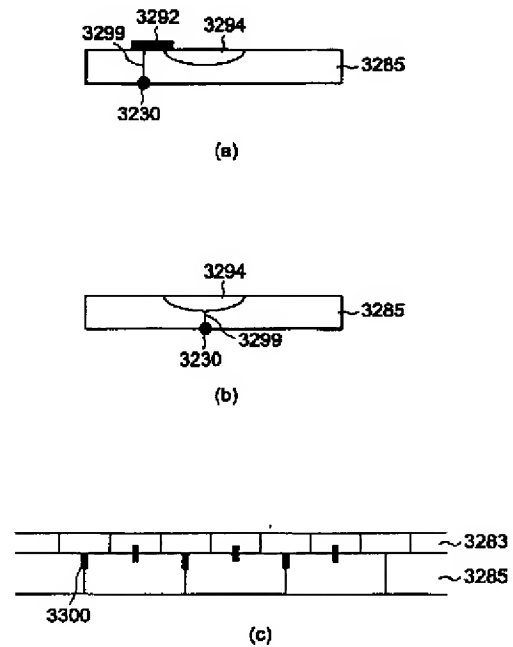
【図23】



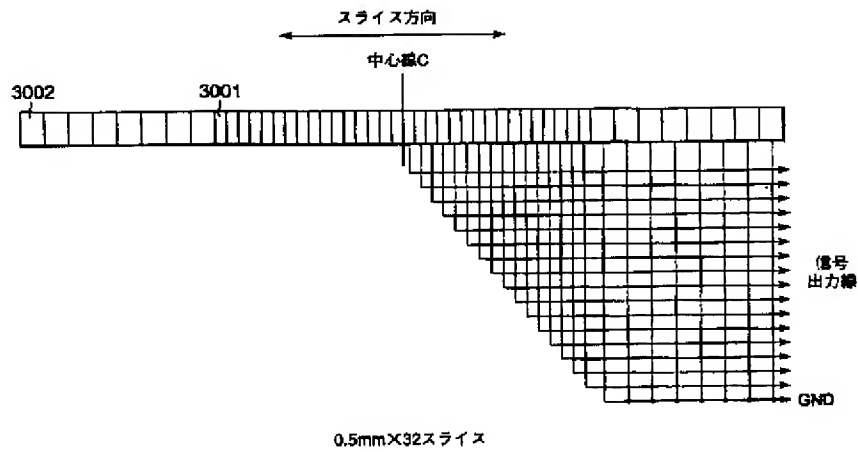
【図25】



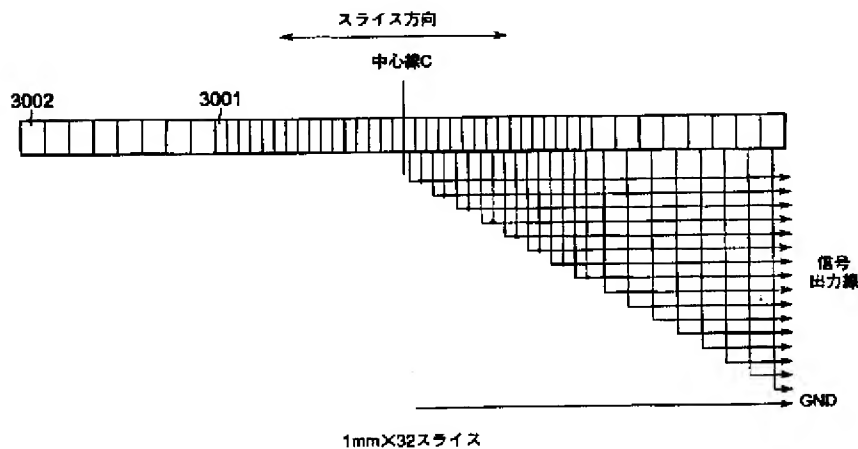
【図30】



【図28】



【図29】



フロントページの続き

(51)Int.Cl.<sup>7</sup>  
H01L 31/09

識別記号

F I  
H01L 27/14

テーマコード(参考)

K

(72)発明者 利府 俊裕  
栃木県大田原市下石上字東山1385番の1  
株式会社東芝那須工場内  
(72)発明者 佐々木 富也  
栃木県大田原市下石上字東山1385番の1  
株式会社東芝那須工場内  
(72)発明者 中山 道人  
栃木県大田原市下石上字東山1385番の1  
株式会社東芝那須工場内

F ターム(参考) 2G088 EE02 EE29 FF02 GG19 JJ05  
JJ09 JJ33  
4C093 AA22 EB12 EB13 EB18 FA32  
FC03  
4M118 AB01 BA04 CA02 CB11 HA21  
HA25 HA30  
5F088 AA01 BA03 BB07 EA03 EA08  
EA09 EA11 EA16 EA20 GA04  
HA15